

Device for taking impressions by optical means, particularly for the automatic shaping of dental prostheses

Patent number: EP0091876

Publication date: 1983-10-19

Inventor: DURET FRANCOIS

Applicant: DURET FRANCOIS (FR); MICHALLET E EPOUSE
DURET (FR); TERMOZ CHRISTIAN (FR)

Classification:

- international: A61C5/10; A61C9/00; A61C19/04

- european: A61C5/10; A61C13/00C1; A61C19/04; G05B19/42B2

Application number: EP19830420065 19830414

Priority number(s): FR19820006707 19820414

Also published as:



US4611288 (A1)

JP58187802 (A)

FR2525103 (A1)

Cited documents:



EP0040165

EP0025911

EP0054785

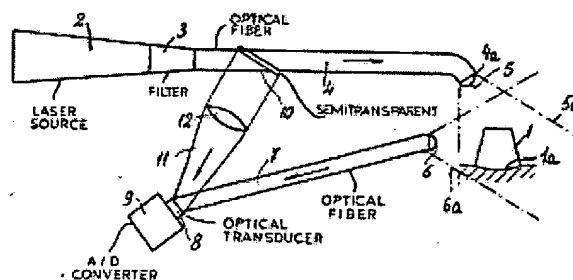
EP0033492

FR2121483

Abstract not available for EP0091876

Abstract of corresponding document: **US4611288**

Dental prostheses, such as crowns, inlays or dentures are produced automatically based upon an optical impression taken of the oral region with nontraumatic radiation. The reflected waves are transformed into numerical data which is used directly to operate a numerically controlled machine in the fabrication process. The process is pertinent to other medical applications as well.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide.

(12)

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

(21) Numéro de dépôt: 83420065.1

(51) Int. Cl.³: **A 61 C 5/10**
A 61 C 9/00, A 61 C 19/04

(22) Date de dépôt: 14.04.83

(30) Priorité: 14.04.82 FR 8206707

(43) Date de publication de la demande:
19.10.83 Bulletin 83/42

(84) Etats contractants désignés:
AT BE CH DE FR GB IT LI LU NL SE

(71) Demandeur: Duret, François
Rue Paul Claudel
Le Grand Lemps Isère(FR)

(71) Demandeur: Michallet, Elisabeth épouse Duret
Rue Paul Claudel
Le Grand Lemps Isère(FR)

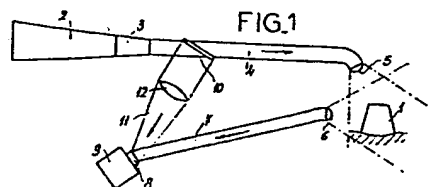
(71) Demandeur: Termoz, Christian
2, Place Victor Hugo
Grenoble Isère(FR)

(72) Inventeur: Duret, François
rue Paul Claudel
Le Grand Lemps, Isère(FR)

(74) Mandataire: Maureau, Philippe
Cabinet Germain & Maureau Le Britannia - Tour C 20,
bld Eugène Déruelle
F-69003 Lyon(FR)

(54) Dispositif de prise d'empreinte par des moyens optiques, notamment en vue de la réalisation automatique de prothèses.

(57) Ce dispositif comprend des moyens émetteurs d'ondes lumineuses (2, 3), des moyens optiques (4, 5) dirigeant ces ondes sur l'objet à analyser (1), et des moyens optiques récepteurs (6, 7) dirigeant les ondes réfléchies sur un capteur (8) associé à un convertisseur analogique-numérique (9). On obtient ainsi, sous forme de signaux numériques, une représentation de la forme de l'objet (1) dans les trois dimensions de l'espace. Ces signaux sont analysés et traités pour commander automatiquement une machine-outil à commande numérique qui réalisera une prothèse exactement adaptée. Application : en art dentaire, confection automatique d'une prothèse du type couronne s'adaptant sur un moignon de dent (1) constituant l'objet analysé.



"Dispositif de prise d'empreinte par des moyens optiques,
notamment en vue de la réalisation automatique de prothèses"

La présente invention se rapporte à un dispositif de prise d'empreinte par des moyens optiques, notamment en vue de la réalisation automatique d'une prothèse, et encore plus particulièrement la réalisation
5 de prothèses telles que les couronnes utilisées en art dentaire, cette application n'étant toutefois pas limitative, en ce sens que le dispositif est aussi utilisable pour l'établissement d'un diagnostic odontologique qui n'est pas suivi de la confection d'une prothèse.

10 Très peu d'études ont, jusqu'à présent, eu pour objet la prise d'une empreinte par des moyens optiques, dans le domaine de l'art dentaire, et les réalisations concrètes sont actuellement inexistantes. On peut citer le brevet US N° 3 861 044 (SWINSON), document décrivant un procédé qui consiste, pour faire l'empreinte d'une cavité creusée dans une
15 dent et réaliser un insert (ou "inlay") destiné à se loger dans la cavité, en la séquence d'opérations suivante :

- préparation de la dent défectueuse ;
- réalisation d'une représentation photographique de la dent avec sa cavité ;
- 20 - transfert d'un signal représentatif de l'image photographiée à une machine-outil commandée automatiquement ;
- remplissage de la dent préparée avec de la cire ;
- réalisation d'une nouvelle représentation photographique de la dent, cette fois remplie de cire ;
- 25 - transfert d'un signal représentatif de la nouvelle image photographique à la machine-outil commandée automatiquement ;
- fonctionnement automatique de la machine-outil à partir des signaux précédents, afin d'usiner un insert dentaire de forme adaptée ;
- mise en place de l'insert dans la cavité de la dent.

30 Cette technique arbitraire, telle qu'elle est décrite dans le document auquel il est ici fait référence, présente de nombreux inconvénients ainsi que des insuffisances diverses :

1. Une image photographique ordinaire ne peut représenter qu'en deux dimensions l'objet dont la forme est à analyser. Si l'on veut
35 reconstituer par ce procédé les trois dimensions de l'espace, il faut réaliser un grand nombre de photographies, par exemple de l'ordre du millier au minimum, avec une précision de 100 microns, pour chaque élément

à analyser.

2. Il n'est pas précisé quelle est la nature des signaux transmis, supposés représentatifs des images photographiques réalisées, et en particulier si ces signaux sont analogiques ou numériques. Or un usinage automatique ne peut se faire qu'au moyen d'une machine-outil à commande numérique, et dans le cas considéré l'on ne voit donc pas concrètement comment la machine pourra effectuer un travail déterminé, ni surtout un positionnement strict de la pièce à usiner, à partir d'images photographiques traduites en des signaux de nature indéfinie.

3. Dans le procédé évoqué, le praticien doit remplir la cavité de cire. Cette technique est possible pour les inserts, mais inapplicable à d'autres types courants de prothèses pour dents, notamment les couronnes, ce qui exclut bien évidemment ce genre d'applications.

4. De plus, le remplissage de cire et son utilisation constituent une sorte de prise d'empreinte par moulage ; le procédé exige ainsi des opérations matérielles sur la dent à traiter et ne peut s'assimiler à une prise d'empreinte complète par des moyens purement optiques ; le temps de mise en oeuvre reste donc également important. Enfin, le second signal photographique, obtenu à partir de ce remplissage de cire, est toujours aussi imprécis (reconstitution des trois dimensions ?), et cette imprécision se répercute évidemment sur le résultat final obtenu.

La présente invention remédie à ces inconvénients, en fournissant des moyens d'analyse en trois dimensions, adaptés à toutes applications odontologiques et médicales, en précisant les moyens permettant d'analyser l'image et de fournir un signal directement utilisable par une machine-outil à commande numérique, ceci d'une manière très rapide tout en offrant une possibilité de vérification de la qualité d'analyse, et en permettant l'usinage automatique d'une prothèse complète uniquement à partir de l'empreinte optique réalisée et d'algorithmes de travail, sans aucune intervention intermédiaire en bouche ou sur une autre partie du corps devant recevoir la prothèse, les moyens fournis étant économiquement intéressants dans la mesure où ils comportent un large champ d'application et apportent un gain effectif de temps et de main-d'oeuvre.

A cet effet, la présente invention a pour objet un dispositif de prise d'empreinte par des moyens optiques, notamment en vue de la réalisation automatique de prothèses, ce dispositif comprenant essentiellement, en combinaison, des moyens émetteurs d'ondes lumineuses ou

acoustiques non traumatisantes, des moyens pour diriger lesdites ondes sur la partie du corps, telle qu'emplacement de dent, à analyser, des moyens récepteurs des ondes lumineuses ou acoustiques réfléchies par cette partie du corps, dirigeant lesdites ondes sur un capteur associé
5 à un convertisseur analogique-numérique, permettant d'obtenir sous forme de signaux numériques une représentation de la forme, dans les trois dimensions de l'espace, de la partie du corps à analyser, et des moyens d'analyse et de traitement des signaux numériques obtenus, notamment en vue de la commande automatique d'une machine-outil à commande
10 numérique pour l'usinage d'une prothèse, telle qu'une prothèse dentaire adaptée exactement à la partie du corps analysée.

Le dispositif selon l'invention permet de saisir toutes les caractéristiques de forme de la zone à analyser par des moyens de nature purement "optique", en excluant l'analyse photographique, le terme "optique"
15 "incluant ici aussi bien l'utilisation d'ondes typiquement optiques que l'utilisation d'ondes acoustiques, du moment que ces ondes permettent de réaliser directement une analyse en trois dimensions, et ne sont bien entendu pas traumatisantes pour les tissus de la partie analysée du corps du patient. Le capteur et le convertisseur utilisés doivent correspondre
20 au type d'ondes mis en oeuvre, et l'ensemble doit permettre de relever des détails de forme avec une précision suffisante, par exemple inférieure ou égale au millimètre.

Dans le cas d'utilisation d'ondes de lumière cohérente, le dispositif comprend avantageusement une source laser, au moins une
25 fibre optique et une lentille pour diriger le faisceau incident vers la partie du corps à analyser, au moins une autre lentille et une autre fibre optique pour recueillir le faisceau réfléchi et le diriger sur le capteur associé au convertisseur analogique-numérique, et un système optique tel qu'à miroir semi-transparent et lentille, dirigeant en outre sur ledit capteur
30 un faisceau de référence, pour une analyse par interférence ondulatoire. La source laser, le capteur et le convertisseur se placent ainsi dans un boîtier extérieur à la bouche, où se produit l'interférence, ce boîtier étant relié par les fibres optiques à une tête d'analyse mobile, de faibles dimensions, amenée dans la bouche du patient. En variante, le montage
35 peut comprendre une seule fibre optique guidant à la fois le faisceau incident et le faisceau réfléchi, et il est possible aussi de supprimer toute fibre optique, si la tête d'analyse inclut la source d'éclairage et le capteur,

avec les lentilles toujours nécessaires et est raccordée par des liaisons purement électriques avec un boîtier extérieur incluant l'alimentation électrique et le convertisseur analogique-numérique.

Une méthode particulière évitant le dépouillement de l'hologramme ou sa lecture consiste à utiliser un laser émettant deux rayons
5 de longueurs d'onde légèrement différente presque simultanément ou simultanément par le passage optique non linéaire (au travers de cristaux minéraux ou organiques), dans des pulsions brèves ou des intensités faibles en continu. Ceci permet la création de "courbes de niveau" analysables
10 par un logiciel classique de squelettisation.

Dans le cas d'utilisation de lumière non cohérente, on peut toujours recourir à des fibres optiques mais le montage devra comprendre en outre, pour permettre l'analyse par interférométrie holographique, des trames de repérage, associées respectivement à la source émettrice
15 et au capteur, et des moyens permettant de déterminer ou de fixer la distance entre les moyens optiques de la tête d'analyse et un plan de référence lié à la partie du corps à analyser. Une première solution, dite "dynamique", consiste à placer sur la tête d'analyse un émetteur-récepteur d'ultra-sons ou d'infra-rouge déterminant la distance au plan de
20 référence au moment précis où est réalisé l'éclairage pour l'analyse. Une seconde solution, dite "statique", consiste à prévoir sur la tête d'analyse un repère de longueur connue, destiné à reposer sur un point de la partie du corps à analyser.

On peut envisager par ailleurs l'utilisation de fibres optiques
25 à gradient d'indice, pour simplifier voire supprimer toutes les lentilles se trouvant vers l'objet ou la caméra. Ce système est applicable tant en lumière cohérente qu'en lumière non cohérente.

Des systèmes de miroirs, et des optiques plus ou moins "larges", permettent l'analyse de zones plus ou moins étendues, pouvant
30 posséder des faces orientées différemment les unes des autres, ou des faces qui ne peuvent être directement éclairées et/ou observées.

Le capteur, atteint par le faisceau réfléchi et aussi éventuellement par un faisceau de référence, est avantageusement du type photosenseur à transfert de charge, notamment un photosenseur du type CCD
35 matriciel, ou encore un tube vidicon modifié. L'intérêt du photosenseur CCD sur le système vidicon est qu'il fournit une analyse plan par plan ; par contre le nombre de niveaux de gris y est inférieur, actuellement.

Afin de ne pas surcharger les moyens de traitement des données, l'analyse se fait en fixant les coordonnées suivant deux dimensions, par exemple en des points correspondant à des intervalles de 20μ , et en ne faisant varier que les coordonnées suivant la troisième dimension de l'espace.

5 Suivant un mode de réalisation, des moyens de stockage de l'information sont insérés entre le capteur et le convertisseur analogique-numérique proprement dit, lequel délivre vers les moyens de traitement des signaux de sortie "point par point", transformés par une interface pour leur adaptation aux moyens de traitement numérique, des moyens
10 de visualisation des données saisies étant en outre prévus, en liaison avec les moyens de stockage précités.

La visualisation doit être de préférence prévue, pour information et vérification, afin de pouvoir apprécier si l'empreinte optique réalisée est totale, précise, exploitable et prise sur un travail préparatoire
15 (taille d'un moignon de dent) effectué correctement. Plus particulièrement la visualisation est avantageuse avant conversion analogique-numérique, afin de limiter le champ d'action (suppression des informations jugées inutiles) et vérification de la qualité de la saisie des données. La visualisation de l'image sous sa forme obtenue après conversion analogique-numérique est aussi utile, pour apprécier ligne par ligne la précision des données.
20 Le choix de la meilleure image, à retenir pour le traitement numérique ultérieur, pourra être manuel et facilité par une visualisation interactive, ou même être entièrement automatique.

Le traitement numérique, préalable à la réalisation d'une
25 prothèse, doit dans le cas pris ici pour exemple d'une couronne dentaire tenir compte encore d'autres données que les seules caractéristiques géométriques du moignon de dent, déterminées comme résultat de l'analyse optique, et à cet effet les moyens d'analyse et de traitement comprennent encore, de préférence :

- 30 - des moyens de détermination et de prise en compte de l'enveloppe, ou volume à l'intérieur duquel doit s'inscrire la dent reconstituée ;
- des moyens de détermination et de prise en compte de l'occlusion, statique et dynamique ;
- 35 - éventuellement, des moyens de détermination et de prise en compte des couleurs ou teintes de dents.

Plus particulièrement, l'enveloppe de la prothèse, considérée

comme un volume limité par 6 plans, peut être obtenue par détermination :

- a) des zones de contact des dents voisines,
- b) des plans tangents à l'arcade ou déterminés sur le côté symétrique, pour les faces vestibulaires ou linguales,
- 5 c) des limites inférieures du moignon analysé en bouche, pour le plan inférieur, et
- d) du plan supérieur en fonction d'une analyse mathématique issue soit de l'étude des zones d'usure de l'ensemble du maxillaire, soit du déplacement réel de la mandibule.

- 10 Dans le cas d'application de l'invention à la confection automatique de prothèses mobiles, l'occlusion réelle pourra être déterminée non seulement par la prise d'empreinte optique mais encore par une analyse faciale et buccale du patient sur lequel on aura préalablement placé un certain nombre de repères buccaux, évitant une étude de l'articulation
- 15 temporaux-maxillaire par le moyen classique, très coûteux, de l'articulateur.

- L'occlusion pourra être déterminée par repérage des maxillaires supérieur et inférieur, prises d'empreinte optique séparées des deux maxillaires, réalisation d'une claie optique antérieure des repères des deux
- 20 maxillaires, et réunion des deux maxillaires grâce à leurs repérages au niveau de la claie.

La réalisation automatique de la prothèse, telle que notamment couronne, passe par les étapes suivantes, exploitant les opérations d'analyse et de détermination diverses exposées précédemment :

- 25 1. Réalisation de la partie interne de la prothèse, en fonction essentiellement de l'empreinte optique réalisée, avec modification éventuelle des données brutes selon le type de fixation (espace souhaité pour le ciment, ou fixation sans joint par élasticité du métal), selon la position de l'axe d'insertion, ou selon les imperfections non corrigées de la taille
- 30 du moignon.

2. Adaptation d'une forme extérieure théorique, stockée en mémoire, à l'enveloppe précédemment déterminée, et ajustage de cette forme selon la détermination faite de l'occlusion.

3. Choix du mode d'usinage et du matériau, tenant compte
- 35 entre autres de la détermination préalable de couleur ou teinte.

Les outils doivent évidemment être adaptés aux dimensions et aux courbures des pièces prothétiques à confectionner, dont l'ébauche

devra être fixée rigidement de manière à éviter les vibrations et à fournir un point de référence lors de l'usinage. Les principes connus de programmation, de repérage, et d'asservissement pour l'utilisation des machines-outils à commande numérique s'appliqueront sans difficultés, l'usinage s'effectuant de préférence sous contrôle visuel de ses différentes phases par les moyens de visualisation mentionnés plus haut.

Pour une précision recherchée de 50 microns, l'on peut estimer à 5 minutes le temps nécessaire à l'usinage d'une couronne ; la réalisation complète d'une couronne, incluant la prise d'empreinte optique, le traitement des données et l'usinage lui-même, ne devrait pas dépasser une durée totale de 15 minutes, alors que le temps nécessaire est actuellement de l'ordre d'une semaine, avec plus de 3 heures de travail effectif de dentiste et de prothésiste, en se référant au procédé classique de la "cire perdue". Le temps réel de travail est donc divisé par 12, et le temps séparant la prise d'empreinte de la pose de la prothèse est divisé par 600, tout en améliorant les conditions biologiques et physiologiques de l'opération puisque le patient pourra repartir avec sa dent reconstituée 15 mm après la fin de la taille.

De toute façon, l'invention sera mieux comprise à l'aide de la description qui suit, en référence au dessin schématique annexé représentant, à titre d'exemples non limitatifs, quelques formes d'exécution de ce dispositif de prise d'empreinte, notamment en vue de la réalisation de prothèses, et illustrant diverses applications de ce dispositif :

Figure 1 est une vue très schématique d'une première forme de réalisation de la partie optique du dispositif selon l'invention, utilisant une source de lumière cohérente ;

Figure 2 montre un détail de la tête d'analyse optique, dans un mode de réalisation particulier ;

Figure 3 est une vue d'ensemble des moyens permettant la prise d'empreinte optique, selon le principe de la figure 1, dans un agencement particulier ;

Figure 4 est un schéma de principe de la partie optique du dispositif selon l'invention, utilisant une source de lumière non cohérente ;

Figures 5, 6 et 7 sont des vues d'ensemble des moyens permettant la prise d'empreinte optique, dans divers agencements adaptés à une source de lumière non cohérente ;

Figures 8 et 9 sont des schémas de systèmes optiques de

prise d'empreinte, utilisant en outre des miroirs ;

Figure 10 montre le système optique du dispositif selon l'invention, appliqué à l'analyse des arcades ;

5 Figures 11,12 et 13 sont des vues de détail du système optique de figure 10, muni de divers moyens d'appui ;

Figure 14 est un schéma-bloc de la partie du dispositif réalisant la prise d'empreinte, dans le cas d'utilisation d'ondes échographiques ;

10 Figure 15 est un schéma-bloc des moyens de réception des ondes réfléchies, de conversion analogique-numérique et de visualisation interactive du dispositif, pour l'obtention de l'empreinte optique traduite numériquement, dans le cas d'utilisation d'un capteur du type "photosenseur CCD" ;

Figure 16 est une vue en plan illustrant la détermination de plusieurs des plans définissant l'enveloppe d'une couronne à réaliser ;

15 Figure 17 montre le principe d'adaptation de la forme extérieure d'une couronne, déterminée théoriquement, à la forme et à la position du moignon analysées par la prise d'empreinte optique ;

Figure 18 illustre, dans le cas d'application à une prothèse mobile, la définition des plans et surfaces d'enveloppe ;

20 Figure 19 est un schéma expliquant le positionnement relatif des empreintes supérieure et inférieure intervenant dans la détermination de l'occlusion réelle ;

Figure 20 est un organigramme relatif à la détermination de l'occlusion ;

25 Figure 21 est un organigramme relatif à l'exploitation de repères et autres capteurs, pour la prise en compte de la pathologie de l'articulation temporo-maxillaire ;

30 Figure 22 est un organigramme relatif à la définition des caractéristiques d'une prothèse dentaire fixe, à sa réalisation et à son adaptation, à partir de prises d'empreintes optiques ;

Figure 23 est un organigramme relatif à la définition des caractéristiques d'une prothèse dentaire mobile, et à sa réalisation, dans le cas d'une prothèse avec antagoniste ;

35 Figure 24 est un organigramme des fonctions complémentaires, à réaliser dans le cas d'une prothèse dentaire mobile sans antagoniste ;

Figure 25 est un schéma-bloc du principe d'usinage automatique d'une prothèse et de contrôle d'usinage, par le dispositif objet de l'inven-

tion ;

Figure 26 montre les formes à usiner pour la réalisation d'une couronne ;

5 Figure 27 montre les formes à usiner pour la réalisation d'une prothèse avec pivot de fixation ;

Figures 28,29 et 30 sont des schémas définissant les données géométriques fondamentales, pour l'usinage d'une couronne ;

Figures 31,32 et 33 illustrent l'usinage du flanc d'une couronne, au moyens d'outils de fraisage de diverses formes ;

10 Figure 34 est un schéma illustrant l'opération d'usinage du fond d'une couronne ;

Figure 35 est une vue très schématique de la machine d'usinage à commande numérique ;

15 Figure 36 représente, enfin, une ébauche de couronne, la figure 37 indiquant la section de son tenon de fixation.

20 Les figures 1 à 13 sont relatives à diverses formes de réalisation de la partie optique, permettant une analyse en trois dimensions, par interférométrie, des détails de forme et dimension d'un objet qui, dans les premiers exemples, est un moignon de dent taillé (1), destiné à recevoir une couronne.

25 La figure 1 montre que dans ce but l'on peut utiliser un laser (2), comme source de lumière cohérente, qui après avoir traversé un filtre (3) est dirigée, par une première fibre optique (4), vers la zone du moignon (1) à analyser. Le faisceau d'ondes incident est dispersé sur la zone à analyser par une lentille (5), fixée à l'extrémité de la fibre optique (4). Une autre lentille (6) concentre le faisceau réfléchi, pour le recueillir dans une seconde fibre optique (7) qui le dirige sur un capteur (8), associé à un convertisseur analogique-numérique (9). Un miroir semi-transparent (10), interposé sur le trajet du faisceau incident, dévie une fraction de ce dernier pour obtenir un faisceau de référence (11), qu'une autre lentille (12) concentre sur le capteur (8).

30 Pour capter le faisceau d'ondes réfléchi, la tête d'analyse (13) c'est-à-dire la partie de l'appareil amenée à l'intérieur de la bouche à proximité de la zone à analyser peut posséder deux lentilles réceptrices (6' et 6''), fixées respectivement aux extrémités de deux fibres optiques (7' et 7'') qui guident le faisceau réfléchi, divisé ici en deux fractions (voir figure 2). Deux faces opposées du moignon (1) peuvent être ainsi

analysées simultanément. La tête d'analyse (13) est munie d'une poignée de tenue (14) et raccordée par les fibres optiques (4 et 7), à un boîtier (15) situé à l'extérieur de la bouche et renfermant la source émettrice (2) ainsi que le capteur (8) et le convertisseur (9), ce qui permet d'utiliser un laser performant (voir figure 3).

Chacune des fibres optiques (4 et 7, ou 7' et 7''), doit être gainée pour éviter tous risques oculaires.

La figure 4 illustre le principe d'un appareil n'utilisant pas une source de lumière cohérente. Les moyens émetteurs d'ondes, désignés dans leur ensemble par le repère (16), comprennent ici une source lumineuse (17) par exemple à halogène, un condensateur de lumière (18), une trame de repérage (19) et un objectif (20). Les moyens récepteurs d'ondes, désignés dans leur ensemble par le repère (21), comprennent un objectif (20a), une trame de repérage (19a) et le capteur (8), toujours associé au convertisseur analogique-numérique. Les deux trames de repérage (19 et 23), par exemple du type "micro moiré", doivent avoir un pas connu à 10^{-3} mm près au minimum. Le nombre de franges ou quadrillage doit être déterminé avec précision (de 1mm à 10^{-3} mm, la valeur idéale étant 10^{-2} mm). La distance séparant les deux centres optiques doit être connue à 0,5 mm près, et la focale doit être connue au mm près. Ces différents facteurs sont fixés et définis constructivement. Le "moiré" peut présenter, pour l'analyse des dents, un problème de réflexion, dû à ce que la lumière incidente est de type blanche. Pour éviter ceci, on travaillera dans une gamme d'ondes ne correspondant à aucune couleur présente dans la bouche, en plaçant par exemple un filtre permettant de travailler dans le bleu ou le vert, ou entre le vert et le bleu. Il reste à déterminer ou fixer la distance séparant le plan d'analyse du capteur (8) du plan de référence, à situer toujours en dessous du rebord inférieur de la future couronne, cette dernière distance devant être connue au mm près. Une solution consiste à fixer, sur la tête d'analyse (13), un pointeau (22) de longueur convenablement choisie, destiné à prendre appui sur le moignon de dent (1) à analyser, comme le montre la figure 5 représentant un montage pratique correspondant au principe de la figure 4, et utilisant des fibres optiques (4, 7', 7'') ainsi que des lentilles (5, 6', 6'') comme dans le cas précédent d'une source de lumière cohérente.

Un autre montage possible est illustré par la figure 6, où une seule fibre optique (23), portant une lentille (24) à son extrémité

munie du pointeau (22), guide simultanément le faisceau incident et le faisceau réfléchi, ce dernier étant renvoyé par un miroir semi-transparent (25) sur le capteur (8) associé au convertisseur (9).

5 Les fibres optiques peuvent être aussi supprimées, comme montré sur la figure 7, en réalisant une tête d'analyse (13) incluant la source lumineuse (17) et le capteur (8), sur lesquels sont directement montés les lentilles respectives (5 et 6). Cette tête (13) est raccordée par des liaisons électriques (26 et 27) à une alimentation électrique (28) et au convertisseur analogique-numérique (9), appartenant à un boîtier
10 extérieur (29).

Comme le montre la figure 8, un système de deux miroirs (30 et 31), ajouté au système optique réalisé selon les principes décrits précédemment, permet de dévier le faisceau incident, et le faisceau réfléchi, de manière à permettre l'analyse de la face de l'objet (1) opposée
15 au côté directement accessible par la source (17) et le capteur (8). En variante, comme illustré par la figure 9, la combinaison d'une source lumineuse (17) d'un unique miroir (32) et de deux capteurs (8' et 8''), associés respectivement à des convertisseurs analogique-numérique (9' et 9''), permet l'analyse simultanée de deux faces opposées de l'objet
20 (1).

Alors que l'objet (1) à analyser était jusqu'ici supposé de faibles dimensions, les figures 10 et suivantes montrent comment le système optique peut être adapté à l'analyse d'une zone plus étendue, comprenant en l'occurrence l'arcade supérieure (33) et/ou l'arcade inférieure
25 (34), pour procéder à une analyse de ces arcades en vue de situer l'ensemble de la prothèse dans le milieu buccal. Les principes de réalisation de l'appareil restent inchangés : un boîtier (15) est relié, par une fibre optique (4), à une lentille (5) diffusant le faisceau incident, tandis que d'autres lentilles (6' et 6'') sont fixées au point de départ des fibres opti-
30 ques (7' et 7'') qui guident les faisceaux réfléchis. L'optique doit être plus "large", et le pointeau (22), lorsqu'il est recouru à cette solution en cas d'utilisation d'ondes non cohérentes, doit être adapté à l'optique et au point d'appui choisi. Ainsi peut être réalisé un appui palatin (voir figure 11) ou un appui dentaire (figure 12), ou encore éventuellement
35 un appui vestibulaire (non représenté). Dans le même but de situer la prothèse dans son environnement, est encore réalisable une analyse de l'occlusion, frontale ou latérale, avec un élément d'appui vestibulaire

(22 ou 22a) - voir figure 13, ainsi qu'une analyse de la face, réalisée après avoir placé sur le patient un certain nombre de repères faciaux. Des repères peuvent être notamment placés sur les dents (incisives et prémolaires), à la base du maxillaire inférieur, et au niveau du condyle ou du trou auditif, pour réaliser une analyse dynamique, avec mouvements progressifs de la mâchoire (mouvements en occlusion et extrêmes).

Dans les applications médicales de haute chirurgie, les informations numériques peuvent être obtenues à partir d'une analyse radiologique reconstituée en trois dimensions, ou par couplage sur scanner, ou par corrélation vectorielle sur image radiographique, ou encore par échographie. S'il est certain que l'on peut admettre l'échographie pour l'obtention de l'empreinte optique d'une forme dentaire, en variante des solutions décrites précédemment, l'utilisation d'ondes échographiques est intéressante surtout dans la détermination du contour d'un organe. Comme le montre la figure 14, le générateur d'ondes échographiques (35), dirigées vers l'objet (1) à analyser, doit être piloté par une horloge (36) fournissant une base de temps, et la réception des signaux réfléchis par le capteur (8), associé au convertisseur (9), s'effectue par l'intermédiaire d'un traducteur (37) et/ou d'un amplificateur (38).

Dans la mesure où l'information est prise séparément par plusieurs capteurs, il est nécessaire d'associer les images entre elles. Pour cela on peut réaliser un positionnement par rapport à un élément de référence, tel que le pointeau (22), ou encore par rapport à la circonférence la mieux captée. C'est seulement à la suite d'une telle opération, de superposition que l'on peut être certain d'avoir déterminé la totalité de la forme. Pour cela il suffit d'étudier l'"espace-point", c'est-à-dire de vérifier si l'espace entre deux points est constant. Si ce n'est pas le cas, il y a insuffisance d'information.

La correction sera effectuée en rejoignant les points les plus extrêmes en respectant la courbure des points les plus voisins, le nombre de points déterminant cette courbure étant fonction de la précision de la méthode.

Une autre modification consiste à augmenter les valeurs en fonction des exigences de l'insertion de la prothèse (petites contre-dépouilles) et des propriétés physiques des ciments de scellement utilisés. Si l'on emploie des métaux "à mémoire", cette dernière opération devient inutile.

La figure 15 représente plus en détail les moyens de réception des ondes réfléchies et de conversion analogique-numérique, permettant une analyse optique rapide et répétitive, avec visualisation simultanée pour permettre le choix de la meilleure image. Le capteur (8), recevant le faisceau réfléchi par l'objet à analyser, est ici un photosenseur du type CCD matriciel, délivrant une information qui est stockée en (39) avant de parvenir au convertisseur analogique-numérique proprement dit (9), ces différentes parties ayant toutes leurs alimentations spécifiques indiquées en (40). Le convertisseur (9) est raccordé à un circuit de sortie (41), relié par une interface (42) au calculateur (43). De plus, des moyens de visualisation (44), réalisés sous la forme d'un écran moniteur "vidéo", de préférence avec image en couleur, sont reliés de façon interactive aux circuits de stockage (43), pour contrôler le transfert d'informations vers le convertisseur (9).

Le système d'analyse avec photosenseur CCD, dont le principe est donné par la figure 15, nécessite d'avoir au minimum 100 niveaux de gris avec un système "anti-blowing", pour obtenir suffisamment d'information. Les coordonnées "x" et "y" sont données automatiquement dans le plan. Elles sont corrigées ultérieurement en fonction de la focale d'analyse utilisée, et de l'éloignement du point considéré par rapport à l'axe optique. La coordonnée "z" est le résultat d'une transformée du type

Fourier, en ondes cohérentes comme en ondes non cohérentes (avec utilisation d'une trame de repérage dans ce dernier cas). Les algorithmes mathématiques à utiliser ici sont actuellement connus.

Tous les moyens décrits jusqu'à présent permettent l'obtention d'une empreinte optique en trois dimensions notamment d'un moignon de dent (1), et sa traduction sous une forme numérique exploitable par des moyens de traitement automatique de l'information. Ce traitement numérique doit, en considérant l'application à la réalisation automatique d'une couronne, prendre encore en considération d'autres facteurs, théoriques et réels.

En particulier, comme le montre la figure 16, doit être déterminée l'enveloppe de la future couronne (45), c'est-à-dire le volume à l'intérieur duquel celle-ci doit s'inscrire. Ce volume est défini par des plans, entre autres un plan antérieur (46) et un plan postérieur (47), théoriquement tangents aux dents adjacentes (48 et 49), aux points de contact avec la dent à reconstituer, et dont la détermination pratique peut prendre

en compte des facteurs correctifs, dûs aux mouvements physiologiques et au diastème. Le volume en question est aussi délimité par un plan latéral palatin ou lingual (50), et par un plan latéral vestibulaire (51), tangents, l'un et l'autre aux dents antérieure (48) et postérieure (49) ;
5 ici également peuvent intervenir des facteurs correctifs, liés au type de dent à reconstituer, ces facteurs pouvant être dégressifs par exemple dans le cas d'une incisive latérale supérieure. Pour définir complètement l'enveloppe, sensiblement parallélépipédique, dans laquelle s'inscrit la couronne théorique, il reste encore à définir un plan inférieur, donné
10 par la limite singulière de la couronne, tracé automatiquement ou manuellement sur moniteur, et un plan supérieur ou occlusal, déterminé en occlusion et défini comme le plan passant par le point le plus élevé de la surface occlusale de la dent antagoniste ou, en cas d'absence de cette dernière, par la limite supérieure des dents antérieure et postérieure.

15 Pour affiner la détermination du plan supérieur, on propose ici une méthode de détermination de la cinématique mandibulaire :

En faisant une empreinte de la mandibule avec précision, il est possible de déterminer les facettes d'usure de chaque dent. Ces facettes correspondent aux plans de glissement de la mandibule sur le
20 maxillaire supérieur. Ces facettes sont donc l'empreinte des mouvements mandibulaires. En les étudiant dans leur ensemble il est connu depuis longtemps que l'on peut reconstituer les mouvements avec une totale exactitude.

Pour repérer ces zones il suffit de faire serrer les deux maxil-
25 laires. Les points de contacts se trouvent forcément sur ces facettes. Si ces plans se retrouvent sur chaque dent et correspondent entre eux, ce sont forcément les plans d'usure de la mandibule. Connaissant mathématiquement les interrelations entre surface d'usure et mouvements mandibulaires de ces facettes, on connaîtra les mouvements sans être obligé
30 de faire une étude dynamique des mouvements des repères les uns par rapport aux autres.

De la même manière il découlera automatiquement le plan supérieur de l'enveloppe. En appliquant à ce plan les règles connues de l'occlusion, ne seront retenus comme zone de contact dent antagoniste-
35 couronne que les points du type tripodisme, "long centric" ou autre stabilisant l'arcade, permettant la mastication et permettant des déplacements normaux de la mandibule.

L'on obtient ainsi six plans, auxquels doivent être tangentes les diverses faces extérieures d'une couronne théorique, pouvant être désormais entièrement déterminée en partant d'une forme de dent théorique mise en mémoire, ou en partant de l'analyse de la dent symétrique existante après correction "gauche-droite". Au cas éventuel où la dent
5 était intacte avant l'opération de taille, il suffirait de réaliser une empreinte optique avant la taille et une empreinte optique après la taille. Pour un ensemble correspondant à plusieurs dents, il suffit de diviser l'espace considéré en une pluralité d'enveloppes unitaires.

10 Une fois déterminée la forme extérieure de la couronne théorique, il convient de l'adapter, comme l'illustre la figure 17, à la forme et à la position du moignon de dent (1). L'opération consiste à faire coïncider le bord inférieur (A) de la couronne (45), situé dans le plan inférieur de l'enveloppe, avec le contour (8) du moignon (1), en respectant une
15 épaisseur minimale de matière (e) au point le plus bas. Pour cela, le profil extérieur théorique de la couronne (45') subit une correction progressive, lui conservant une allure de courbe régulière tout en lui permettant de joindre la zone de contact avec les dents adjacentes (48 et 49), d'une part, et la limite inférieure désirée, d'autre part.

20 En ce qui concerne la limite supérieure, une première correction à effectuer consiste à centrer la gouttière de la dent théorique sur la ligne générale des gouttières des dents de l'arcade. Une deuxième correction est celle d'occlusion statique ; elle représente une adaptation aux surfaces occlusales des dents antagonistes telle que (52) - figure
25 17, saisie par des moyens décrits plus loin. Une troisième correction consiste à faire un lissage mathématique en incluant la surface obtenue à l'ensemble des arcades en occlusion et en induisant des mouvements latéraux et antéro-postérieurs effectuant un lissage des données. Il est à noter que l'enveloppe peut être déterminée aussi par l'adjonction d'une
30 coiffe déformable sur le moignon (1), le plan supérieur ou occlusal étant dans ce cas analysé en trois dimensions après avoir demandé au patient d'effectuer tous les mouvements nécessaires.

Dans le cas d'une prothèse mobile, comme le montre la figure 18, la définition de l'enveloppe est partiellement différente : on distingue
35 toujours un plan inférieur (53), un plan supérieur (54) et un plan postérieur (55), mais les plans latéraux et antérieur sont réunis en une seule surface enveloppe incurvée (56), qui sera déterminée comme étant sensiblement

tangente à la crête gingivale, et toutefois espacée de celle-ci de quelques millimètres, cet espacement étant fonction de la partie la plus vestibulée de la prothèse (bord libre des incisives ou rebord de la résine...). La limite inférieure de la surface (56) devra être fixée à une profondeur non traumatisante, fonction de l'empreinte optique définissant le plan inférieur (53). Au moment de la prise de cette empreinte, il sera souhaitable de faire jouer les muscles buccaux pour que son intersection avec la surface (56) ne soit pas traumatisante. Le plan postérieur (55) sera déterminé par les éléments anatomiques situant la limite théorique d'une prothèse (tubérosité rétro-molaire, trigône,...). Enfin, le plan supérieur (54), c'est-à-dire le plan d'occlusion de la prothèse résultera directement de la détermination de l'occlusion réelle, décrite ci-après en référence aux figures 19 et suivantes.

Dans ce but, s'il existe encore des contacts dentaires, l'on réalise des empreintes optiques des arcades supérieure (33) et inférieure (34), comme déjà décrit plus haut, ainsi que des empreintes optiques antérieure et latérales définissant des "claies" antérieure (57) et latérales (58). Ensuite l'on procède à l'ajustement des empreintes supérieure et inférieure l'une par rapport à l'autre, les claies permettant le positionnement mathématique exact d'un maxillaire par rapport à l'autre, d'où obtention de l'occlusion "statique".

S'il n'existe pas d'antagoniste, dans le cas d'une prothèse fixe, on se reportera au cas traité précédemment, alors que pour une prothèse mobile (complète) on procédera comme décrit plus haut, en déclenchant la prise d'empreinte de la claie de préférence au pied pour bien fixer les rapports inter-maxillaires au bon moment.

Pour la détermination de l'occlusion "dynamique", les mouvements des mâchoires peuvent être enregistrés selon un mode opératoire sensiblement identique, par analyse faciale du patient sur lequel on aura placé un certain nombre de repères buccaux. Si cette analyse faciale se fait en rayons X, il suffit d'avoir trois repères radio-opaques, liés aux maxillaires et visibles à la prise d'empreinte optique. S'il s'agit de repères émetteurs, il faut que la table d'analyse soit sensible à la longueur d'onde d'émission, et que des repères soient visibles à la prise d'empreinte optique. S'il s'agit de repères classiques, il faut qu'ils soient visibles à tout moment durant l'analyse des mouvements. Dans chaque cas, les repères doivent être fixes à quelque 100 μ près, entre le début et la

fin de l'analyse. Si ces repères ne sont que intra-buccaux, il faut qu'ils soient visibles à tout instant durant l'analyse des mouvements.

5 L'organigramme de la figure 20 illustre l'exécution de cette dernière opération, effectuée en réalisant un contrôle par les moyens de visualisation (44).

10 Dans tous les cas sains, cette analyse évite une étude directe de l'articulation temporaux-maxillaire. Dans les cas pathologiques, il sera cependant judicieux d'adjoindre des moyens d'étude musculaire (tension,...) et d'étude de cette articulation, le processus à suivre étant illustré par l'organigramme de la figure 21. Dans ce dernier cas, on utilisera pour les repères internes et externes un système de fixation endo-buccal sur dent ou sur gencive, collant ou à ventouse, et après enregistrement des mouvements faciaux des points externes, on prendra deux empreintes optiques, l'une avec les points de repère, l'autre pour la prothèse elle-même. Il suffit alors de positionner mathématiquement les empreintes l'une par rapport à l'autre, en ne retenant que les repères. Les mouvements faciaux permettront de donner les mouvements des mandibules dans l'espace. L'étude de l'articulation temporaux-maxillaire permettra de suivre le cas pathologique par rapport à l'occlusion, et de chercher une meilleure occlusion. La même remarque peut être faite pour l'étude musculaire.

20 En variante, on peut aussi appliquer ici la méthode des facettes d'usure expliquée précédemment, et retrouver ainsi mathématiquement tous les mouvements de la mandibule sans avoir à les étudier de façon dynamique.

25 En ce qui concerne la détermination des couleurs, la teinte d'une dent sera évaluée par un procédé connu de thermographie, en utilisant en particulier un récepteur à infrarouge à grande ouverture ou en suscitant un éclairage infrarouge. Les couleurs déterminées automatiquement seront adressées, après visualisation (en couleur réelle), à la mémoire puis au stock de dents. Cette même détermination peut induire la fabrication automatique de surfaces esthétiques (inclusions automatiques de couches successives de résine ou céramique, suivie de cuissons automatiques de dents).

35 L'organigramme de la figure 22 résume l'ensemble des opérations relatives à la définition des caractéristiques d'une prothèse fixe, à sa réalisation et à son adaptation, à partir de prises d'empreintes opti-

ques et autres données obtenues par les moyens précédents. Des exemples concrets de fabrication de prothèses fixes, notamment couronnes, seront décrits plus loin.

5 On s'intéressera, auparavant, aux principes de fabrication de prothèses mobiles, en considérant tout d'abord une prothèse mobile avec antagoniste.

Dans ce cas, les informations devant être reçues sont : l'empreinte optique des deux maxillaires, les claies frontale et latérales, les mouvements généraux des maxillaires. On effectue les opérations
10 comme suit :

- On prend l'empreinte optique des deux maxillaires et des claies. Après les avoir visualisées et choisi la meilleure image, on effectue la conversion analogique-numérique, et l'on stocke les résultats. Il est nécessaire de bien faire jouer les muscles pour que la limite inférieure
15 de la surface enveloppe incurvée (56) soit exacte.

- On fait une détermination d'occlusion statique et dynamique pour limiter encore plus le volume enveloppe.

- Un appel à la mémoire théorique ou le tracé manuel sur moniteur permettra de proposer un tracé de prothèse sur ce type de
20 maxillaire et dans l'enveloppe considérée.

- Un appel à la mémoire théorique permettra le choix des dents selon le même principe que pour une prothèse fixe (adaptation à l'occlusion, aux mouvements mandibulaires, à la teinte).

- Pour des raisons esthétiques, l'usinage sera séparé pour
25 les dents d'une part et la plaque d'autre part.

- On adoptera un système de fixation usiné sur la plaque et dont les contreparties seront usinées sur les dents. Le type de fixation choisi doit être stable et démontable. La fixation sera automatique ou manuelle.

- Une étude échographique peut permettre de connaître les
30 zones de décharge (épaisseur gingivale).

Chacune de ces étapes sera contrôlée à tout moment et corrigée éventuellement sur l'écran moniteur de visualisation, comme le montre l'organigramme de la figure 23 qui résume l'ensemble des opérations. Le système de repérage d'usinage sera précisé plus loin.
35

Pour la fabrication d'une prothèse mobile sans antagoniste, les opérations sont sensiblement identiques mais nécessitent une évaluation

plus exacte de la position de repos musculaire de la bouche, puis de celle de l'occlusion. Pour cette raison, il est ici proposé un système identique au précédent, à l'exception de fonctions complémentaires illustrées par l'organigramme de la figure 24, pour opérer une analyse plus stricte au niveau de l'occlusion :

- Analyse de la position de repos avec l'aide de capteurs musculaires et d'une analyse de l'articulation temporo-maxillaire.

- Réduction de 2mm par exemple de la position obtenue, donnant la position d'occlusion.

- Réunion théorique des deux maxillaires sur cette dernière position.

S'il reste des dents servant de support pour la prothèse à fabriquer, le calculateur déterminera l'axe d'insertion idéal, offrant le maximum de stabilité, comme résultante de l'ensemble des axes dentaires pris séparément. Dans la mesure où l'insertion est impossible, il y aura positionnement d'attachement sur les dents les plus responsables. Enfin le calculateur choisira, pour le tracé des crochets ou le point d'ancrage des attachements, la meilleure situation.

En orthopédie dento-faciale, l'empreinte optique permet de traiter réellement l'étude des moulages de façon automatique. Elle permet d'aboutir à un diagnostic, et à la proposition d'un traitement dent par dent en associant les données radiographiques, échographiques et thermographiques. En faisant l'empreinte optique de l'arcade et des maxillaires, on pourra faire un calcul automatique des constantes servant au diagnostic.

En faisant une empreinte de la face, de façon automatique on en déterminera les constantes faciales fondamentales. En associant l'empreinte optique buccale et faciale à l'analyse musculaire et radiographique, il en découlera une automatisation du diagnostic puis du traitement, chose qui était impossible jusqu'à présent. Compte tenu de l'empreinte optique des maxillaires, et des empreintes radiologiques des dents prises séparément, il y aura usinage automatique des crochets de traction des dents à déplacer et de leurs points de fixation sur les dents ou sur une prothèse mobile. En faisant une empreinte optique chaque année à un même enfant, le diagnostic se fera automatiquement l'année où l'intervention deviendra nécessaire. Enfin, en prévoyant les résultats de façon empirique, il sera possible de contrôler chaque étape du traitement.

Dans le domaine de la dentisterie opératoire, plutôt que d'utili-

ser la photographie (selon le procédé du brevet US N° 3 861 044 signalé dans l'introduction), le dispositif selon la présente invention permet de réaliser une empreinte optique, donnant directement une image en trois dimensions, sans utiliser le support intermédiaire qu'est la photographie et en stockant au contraire directement l'information, moyennant seulement une conversion analogique-numérique. Pour déterminer le volume utile de l'obturation à réaliser, on procédera comme pour une prothèse, mais d'une façon plus rapide :

- 1er temps : détermination du volume
- 2ème temps : détermination des plans enveloppes (cavités composées)
- 3ème temps : détermination de l'occlusion statique et dynamique
- 4ème temps : usinage de l'insert (ou "inlay") d'obturation.

Le mode opératoire est donc identique à celui de la réalisation d'une prothèse fixe. Le volume de la chambre pulpaire sera évalué de la même façon afin de calibrer les instruments.

En paradontologie, les moyens d'investigation proposés par la présente invention permettent de résoudre le diagnostic "articulation temporaux-maxillaire/muscle/articulé dentaire", mais aussi celui de la dent par rapport à son support osseux. Dans le premier cas, après avoir fait un repérage de l'articulé occlusal, on y associe la position du condyle dans la cavité glénoïde et l'état de tension musculaire. On saura ainsi s'il existe une dissymétrie articulaire ou musculaire, ou toute autre pathologie liée à cet ensemble. Dans le cas du diagnostic dentaire, on déterminera par échographie ou par xérogaphie le contour osseux par rapport au contour dentaire et muqueux, et l'on mesurera la mobilité dentaire par empreintes optiques successives.

En chirurgie, les moyens techniques selon la présente invention seront utilisables pour situer très exactement la position d'une dent incluse (échographie).

En implantologie, si la cavité est dégagée, il sera logique d'effectuer une prise d'empreinte optique localisée, comme décrit précédemment. Si la cavité est d'une accessibilité difficile, on aura recours à l'échographie ou à la radiographie, sous différents angles. Le tout permettra d'usiner des implants adaptés très exactement à la cavité taillée, en supprimant les implants préfabriqués.

Pour les implants juxta-osseux comme en haute chirurgie, on procédera à une visualisation en échographie, aux rayons X ou en onde pénétrante, afin de repérer les contours osseux exacts, puis on dessinera la pièce sur moniteur. Cette pièce permettra donc de fixer parfaitement les éléments éventuellement fracturés, de guider le geste du chirurgien et de réaliser la pièce avant l'ouverture de la plaie.

Le système de programmation et de communication avec l'opérateur doit évidemment être adapté à la nature des informations traitées (formes définies numériquement), en permettant la visualisation, le contrôle et la sauvegarde du travail, essentiellement en utilisant un pupitre avec clavier alphanumérique et de commande de fonctions, ainsi qu'un écran de visualisation et des moyens graphiques interactifs, permettant de "manipuler" l'image : translation, changement d'échelle, rotation, ... Les données seront traitées rapidement, en "temps réel", tout en permettant de stocker le travail effectué, pour la constitution du fichier "clients" et l'exécution d'autres tâches de gestion du cabinet dentaire ou médical. Les images à traiter et les formes à usiner se ramènent essentiellement à des surfaces et volumes. Les surfaces complexes seront définies comme une fraction d'interpolation d'un réseau de points et de courbes, sur lesquels des contraintes transversales de tangence et de courbure seront imposées. Les volumes complexes devront dériver de volumes polyédriques imposés par les limites de l'enveloppe optique et par les possibilités d'insertion de la pièce prothétique. Une dernière fonction moins abstraite sera la préparation de l'usinage par commande numérique, à partir des éléments stockés dans la mémoire, avec contrôle permanent, l'opérateur n'ayant pas à choisir le travail car il sera présélectionné (fonctions réduites).

Le schéma-bloc de la figure 25 résume le principe d'usinage automatique d'une prothèse et de contrôle d'usinage.

Plus particulièrement, deux types d'usinage sont à envisager, dans le domaine de la prothèse et de la dentisterie opératoire, à savoir l'usinage du support et l'usinage de la ou des pièces esthétiques. L'usinage du support doit s'adapter aux surfaces existantes, telles que celles du moignon, déterminées par les moyens exposés précédemment. La partie en contact avec la bouche suivra les règles connues. Pour la partie supérieure, plusieurs possibilités sont offertes :

Comme montré en haut de la figure 26, si le matériau utilisé

est esthétiquement et biologiquement acceptable, le support est usiné en fonction de toutes les données à prendre en considération, pour constituer lui-même la totalité de la couronne (45) à réaliser, s'adaptant sur le moignon (1).

5 Le support (59) peut aussi, comme montré au bas de la figure 26, comporter des points de fixation (60), usinés pour la mise en place d'une pièce esthétique (61) qui viendra recouvrir exactement le support (59), l'ensemble constituant la couronne (45).

10 Dans le cas d'un moignon (1) trop réduit, le support (59) peut encore comporter un pivot de fixation (62), éventuellement fileté, comme le montre la figure 27.

15 Les points de fixation, tels que (60), peuvent être : des axes très rigides de dimensions déterminées avec précision, sur lesquels viendront se fixer des éléments avec formes d'ancrage complémentaires (en ciment, métal...) - des boutons-pressions, amortis,... attachements pouvant se fixer sur l'axe rigide et supportant l'élément esthétique - des systèmes de vissage - des moyens de collage.

20 En chirurgie et en orthopédie dento-faciale, l'usinage peut concerner en outre des points de fixation de ressorts, ou un moule réalisé à la suite d'une étude en chirurgie esthétique.

25 Le travail d'usinage consiste à modéliser par référence à des géométries de forme. On peut, en premier lieu, modéliser par référence à des géométries simples les formes de dents, à partir de la reconnaissance des formes de leurs projections dans deux plans distincts ; cette méthode éviterait la reconstruction point par point du volume dans l'espace, éliminant ainsi une technique lourde et inutile pour l'usinage par commande numérique.

30 Aux données purement géométriques de l'objet à usiner (coordonnées en trois dimensions), s'ajouteront les paramètres suivants : nature du matériau (désigné par un numéro si le choix est possible) - numéro de l'outil - séquence de fraisage ou autre usinage - vitesse de l'outil - cote d'avance/retour rapide - cote d'arrosage - fin de programme. Les coordonnées seront déterminées de manière relative plutôt que de manière absolue. La machine explorera les informations en rafales pour les distribuer. Les procédés d'usinage utilisables seront :

- le fraisage,
- l'électro-érosion par générateur à impulsions et électrode

fine,

- l'électrochimie pour rectification et perçage,
- l'électro-formage pour dépôt sur forme maîtresse (parties esthétiques),

5 - l'usinage chimique, notamment pour la réalisation de prothèses amovibles par la technique du masque,

- les ultra-sons et la haute énergie (laser) : opérations de finition, nettoyage, soudure, voire d'usinage proprement dit.

10 L'usinage consiste essentiellement à enlever de la matière d'une pièce afin de lui donner les formes idéales recherchées. Dans le cas présent, il s'agit de générer des programmes de commande numérique permettant de réaliser l'intérieur et l'extérieur de la prothèse, et aussi d'utiliser des outils et des orientations et trajectoires d'outils géométriquement adaptés à cette application ainsi qu'au matériau de la pièce.

15 Plus particulièrement, dans le cas pris ici pour exemple d'une couronne à réaliser, par utilisation d'une micro-fraiseuse, les données géométriques nécessaires à la génération des programmes d'usinage se divisent en trois secteurs principaux :

20 - La base de la couronne est un contour fermé (63), constitué de segments de droite (D) et de demi-cercles (C) tangents (voir figure 28). Le rayon du plus petit cercle (C) sera toujours supérieur à celui de l'outil au niveau du plan de joint.

25 - Le flanc de la couronne s'appuie sur le contour précédent (63), et présente une dépouille angulaire variable (α ou β) - voir figure 29.

30 - Le fond de la couronne sera constitué exclusivement d'un assemblage de plans adjacents (64), et ne présentera pas de partie en contre-dépouille (voir figure 30). Ce fond est délimité, sur son périmètre, par le flanc (65) de la couronne. Le raccordement flanc-fond sera d'un rayon égal à celui du bout sphérique de l'outil, et il en sera de même pour tout diamètre rentrant.

35 Le choix des outils doit être fait en fonction de la forme et des dimensions de la couronne à usiner. Pour l'usinage du flanc (65), on utilise un outil conique (66), de demi-angle au sommet égal à l'angle de dépouille à obtenir, avec un bout sphérique (67) de rayon égal au rayon de raccordement au fond. Si le demi-angle au sommet de l'outil n'est pas égal à l'angle de dépouille, on est obligé de réaliser un usinage en

bout d'outil (68), en multipliant le nombre de passes d'usinage du flanc. Les plans de fond (64) définissent les limites de plongée de l'outil (66 ou 68) - voir figures 31,32 et 33.

5 Pour l'usinage du fond de la couronne, un outil (69) à bout sphérique, de rayon égal au rayon de raccordement du fond, sera nécessaire. L'usinage du fond se fera plan par plan, avec passes linéaires et parallèles délimitées par les plans adjacents et/ou par le flanc de la couronne. Pour réaliser un programme général, il faut convenir d'une
10 forme type du contour du plan de base et du nombre de plans de fond (64), ainsi que de leur disposition relative (voir figure 34).

Une schéma de principe de la machine d'usinage à commande numérique (70) est donné par la figure 35, sur laquelle (71) désigne la zone où s'effectue le travail suivant les trois coordonnées (x,y et z). De part et d'autre de la machine proprement dite (70), sont disposés
15 des magasins (72 et 73) permettant respectivement le choix du matériau à usiner et le choix de l'outil. La machine (70) comporte, en association avec ces magasins, un bras (74) de prise des matériaux, et un bras (75) de changement d'outil, permettant les transferts entre les deux magasins (72 et 73) et la zone de travail (71).

20 On disposera d'un ensemble d'ébauches de couronnes (76) - voir figure 36, que le calculateur sélectionnera en fonction du volume et autres caractéristiques de la couronne (45) à réaliser. Chaque ébauche (76) est munie d'un tenon de fixation (77), pour son immobilisation totale sur la machine. Dans ce but, la section du tenon (77) sera par exemple
25 rectangulaire (voir figure 37).

Enfin, les copeaux résultant du fraisage pourront être recyclés par fonderie, pour un nouvel usinage.

Comme il va de soi, l'invention ne se limite pas aux seules formes d'exécution de ce dispositif de prise d'empreinte qui ont été décrites
30 ci-dessus, à titre d'exemples ; elle en embrasse, au contraire, toutes les variantes de réalisation et d'application fondées sur les mêmes principes. En particulier :

- La fonction du capteur (8) peut être effectuée en temps différé par la corrélation vectorielle entre deux images radiographiques
35 ou photographiques, prises sous des angles différents.

- Le convertisseur analogique-numérique (9), réalisé sous la forme d'un microprocesseur, peut être incorporé à l'ensemble endo-

buccal, dans un dispositif similaire à celui de la figure 7.

- Il est possible d'utiliser une première fibre optique de section circulaire pour guider le faisceau incident, et une seconde fibre optique de section annulaire, entourant la première, pour guider le faisceau réfléchi, au lieu de fibres optiques juxtaposées.

5 - Dans le système optique, il est possible d'utiliser non seulement des miroirs, mais aussi des prismes en association avec les fibres optiques, pour permettre une observation latérale dans des parties de la bouche d'accessibilité difficile.

REVENDICATIONS

1. Dispositif de prise d'empreinte par des moyens optiques, notamment en vue de la réalisation automatique de prothèses, et encore plus particulièrement la réalisation de prothèses telles que les couronnes
5 utilisées en art dentaire, caractérisé en ce qu'il comprend essentiellement, en combinaison, des moyens émetteurs d'ondes lumineuses ou acoustiques non traumatisantes (2,17), des moyens pour diriger lesdites ondes (4,5) vers la partie du corps, telle qu'emplacement de dent, à analyser, des
10 moyens récepteurs (6,7) des ondes lumineuses ou acoustiques réfléchies par cette partie du corps, dirigeant lesdites ondes sur un capteur (8) associé à un convertisseur analogique-numérique (9), permettant d'obtenir sous forme de signaux numériques une représentation de la forme, dans
15 les trois dimensions de l'espace, de la partie du corps à analyser, et des moyens d'analyse et de traitement (39 à 44) des signaux numériques obtenus, notamment en vue de la commande automatique d'une machine-
outil à commande numérique (70) pour l'usinage d'une prothèse, telle qu'une prothèse dentaire (45), adaptée exactement à la partie du corps analysée (1).

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il com-
20 prend une source de lumière cohérente (2), au moins une fibre optique (4) et une lentille (5) pour diriger le faisceau incident vers la partie du corps à analyser, au moins une autre lentille (6) et une autre fibre optique (7) pour recueillir le faisceau réfléchi et le diriger sur le capteur (8) associé au convertisseur analogique-numérique (9), et un système optique
25 tel qu'à miroir semi-transparent (10) et lentille (12), dirigeant en outre sur ledit capteur (8) un faisceau de référence (11), pour une analyse par interférence ondulatoire.

3. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend en outre, dans le cas d'utilisation d'une source de lumière non cohérente (17), et pour permettre l'analyse par interférométrie holographique, des trames de repérage (19,19a) associées respectivement à la source émettrice (17) et au capteur (8), et des moyens (22) permettant de dé-
30 terminer ou de fixer la distance entre les moyens optiques de la tête d'analyse (13) et un plan de référence lié à la partie du corps à analyser (1).

35 4. Dispositif selon la revendication 3, caractérisé en ce que l'analyse est effectuée dans une gamme d'ondes ne correspondant à aucune couleur présente dans la bouche, notamment en associant la source de

lumière (7) à un filtre permettant par exemple de travailler dans le bleu ou le vert, ou entre le bleu et le vert.

5 5. Dispositif selon la revendication 3 ou 4, caractérisé en ce qu'est placé, sur la tête d'analyse (13), un émetteur-récepteur d'ultra-sons ou d'infra-rouge, déterminant la distance au plan de référence, au moment précis où est réalisé l'éclairage par la source (17).

6. Dispositif selon la revendication 3 ou 4, caractérisé en ce qu'est prévu, sur la tête d'analyse (13), un repère de longueur connue (22), destiné à reposer sur un point de la partie du corps à analyser (1).

10 7. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que la source (2,17), le capteur (8) et le convertisseur analogique-numérique (9) sont placés dans un boîtier extérieur (15), relié par des fibres optiques (4,7) à la tête d'analyse (13), telle qu'une tête apte à être amenée dans la bouche d'un patient.

15 8. Dispositif selon la revendication 7, caractérisé en ce que la tête d'analyse (13) possède deux lentilles réceptrices (6',6'') fixées respectivement aux extrémités de deux fibres optiques (7',7'') qui guident le faisceau réfléchi, divisé en deux fractions, pour analyser simultanément deux faces opposées de la partie du corps (1).

20 9. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 et 3 à 6, caractérisé en ce qu'il comporte une fibre optique unique (23), portant à son extrémité une lentille (24), qui guide à la fois le faisceau incident et le faisceau réfléchi, ce dernier étant renvoyé par un miroir semi-transparent (25) sur le capteur (8) associé au convertisseur (9).

25 10. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1,3,4 et 5, caractérisé en ce que la tête d'analyse (13) inclut la source d'éclairage (17) et le capteur (8), avec les lentilles respectives (5,6) montées directement, cette tête (13) étant raccordée par des liaisons électriques (26,27) avec un boîtier extérieur (29) incluant l'alimentation électrique (28) et le convertisseur analogique-numérique (9).

30 11. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que le système optique est complété par un ou des miroirs (30,31,32) pour l'analyse simultanée de deux faces opposées de la partie du corps (1).

35 12. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, caractérisé en ce que le capteur (8) atteint par le faisceau réfléchi, et aussi éventuellement par un faisceau de référence (11), est du type

photosenseur à transfert de charge, et plus particulièrement un photosenseur du type CCD matriciel.

13. Dispositif selon la revendication 12, caractérisé en ce que des moyens de stockage de l'information (39) sont insérés entre le capteur (8) et le convertisseur analogique-numérique proprement dit (9), lequel
5 délivre vers les moyens de traitement (43) des signaux de sortie "point par point" (41), transformés par une interface (42) pour leur adaptation aux moyens de traitement numérique (43), des moyens de visualisation (44) des données saisies étant en outre prévus, en liaison avec les moyens
10 de stockage (39) précités.

14. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 13, caractérisé en ce que les moyens d'analyse et de traitement comprennent encore des moyens de détermination et de prise en compte de l'enveloppe ou volume (46,47,50,51,53 à 55) à l'intérieur duquel doit s'inscrire la
15 prothèse (45) à usiner.

15. Dispositif selon la revendication 14, caractérisé en ce que l'enveloppe de la prothèse (45) est obtenue par détermination :

- a) des zones de contact (46,47) des dents voisines (48,49) ;
- b) des plans (50,51) tangents à l'arcade ou déterminés sur le côté
20 symétrique, pour les faces vestibulaires ou linguales ;
- c) des limites inférieures du moignon (1) analysé en bouche, pour le plan inférieur, et
- d) du plan supérieur en fonction d'une analyse mathématique issue soit de l'étude des zones d'usure de l'ensemble du maxillaire, soit du
25 déplacement réel de la mandibule.

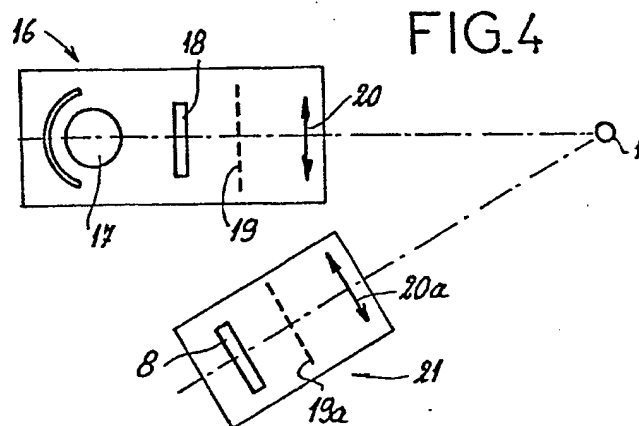
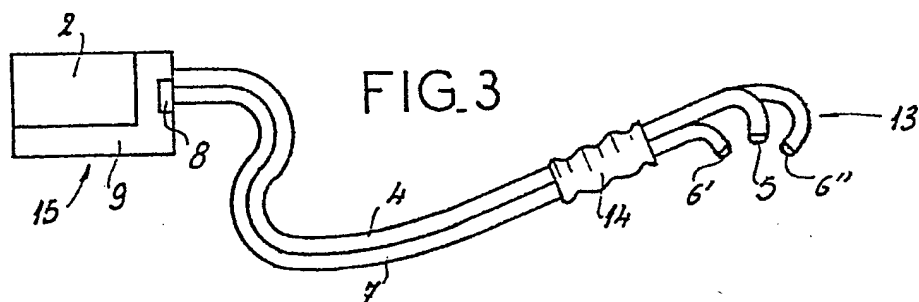
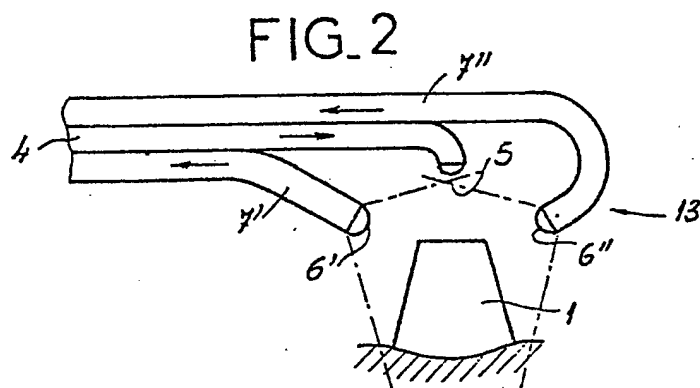
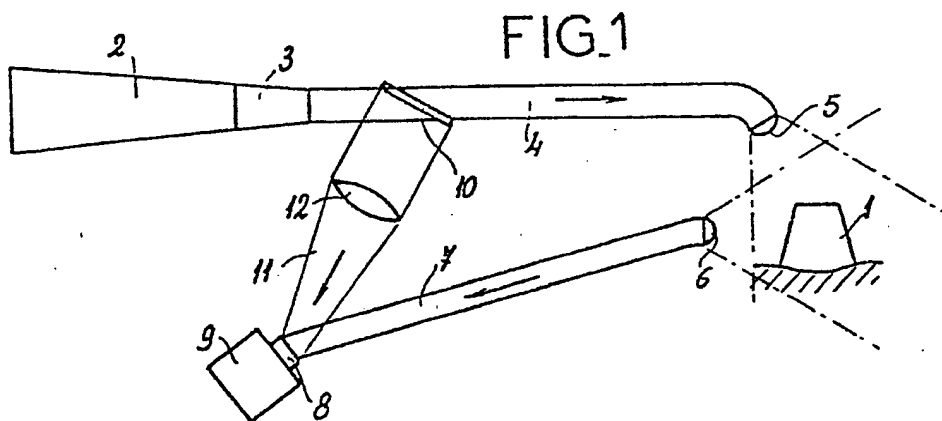
16. Dispositif selon la revendication 14, caractérisé en ce que sont prévus des moyens de correction automatique de la forme extérieure théorique de la prothèse (45') inscrite dans l'enveloppe précitée, en fonction de données résultant de l'analyse optique, telles que la forme du moignon
30 de dent (1) dans le cas de réalisation d'une couronne.

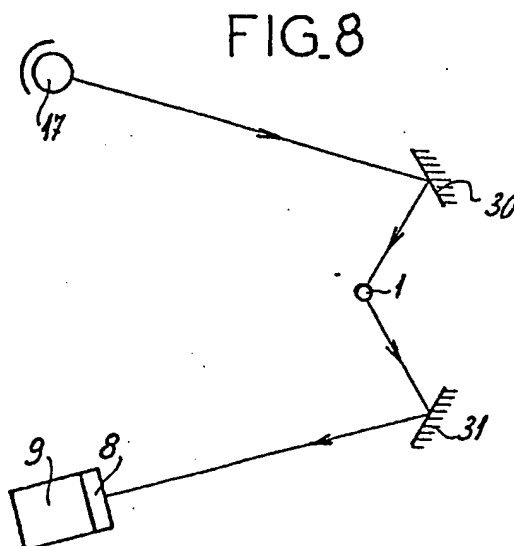
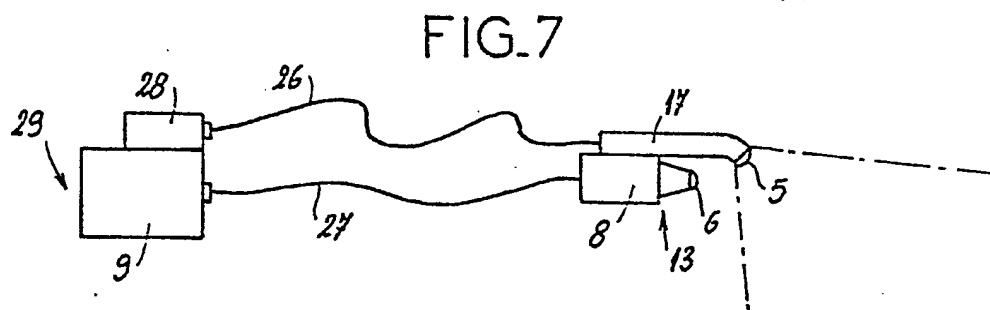
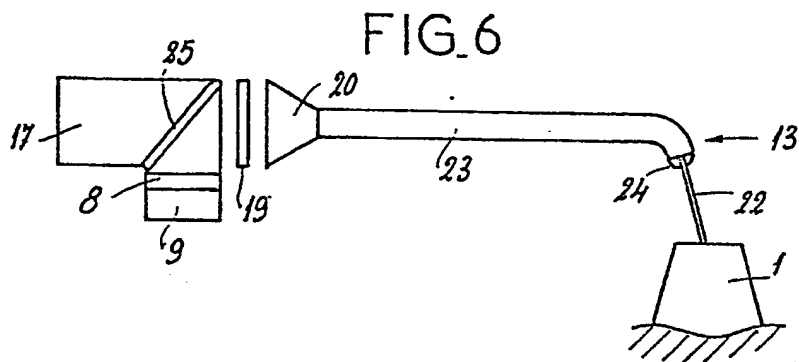
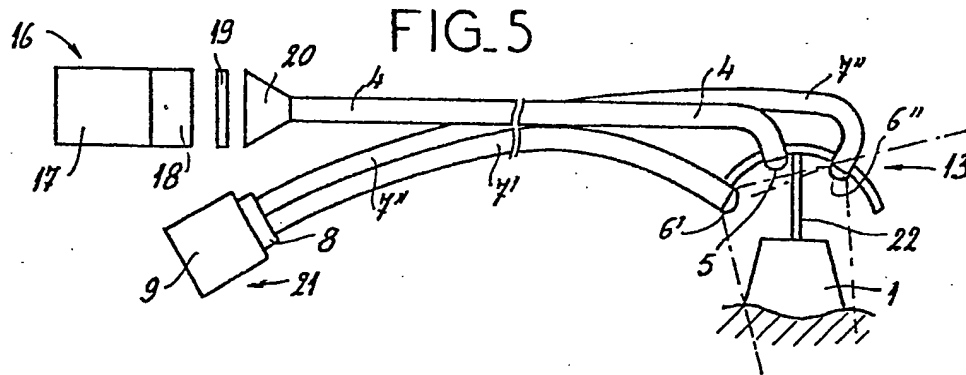
17. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 16, caractérisé en ce que les moyens d'analyse et de traitement comprennent encore des moyens de détermination de l'occlusion, statique et dynamique.

18. Dispositif selon la revendication 17, caractérisé en ce que
35 l'occlusion est déterminée par repérage des maxillaires supérieur (33) et inférieur (34), prises d'empreinte optique séparées des deux maxillaires, réalisation d'une claie optique antérieure (57) des repères des deux maxil-

lares, et réunion des deux maxillaires grâce à leurs repèrages au niveau de la claie.

19. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 18, caractérisé en ce que les moyens d'analyse et de traitement comprennent encore des moyens de détermination et de prise en compte des couleurs ou teintes de dents.
- 5
-





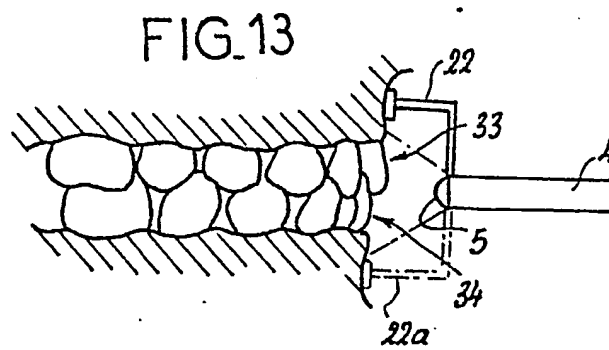
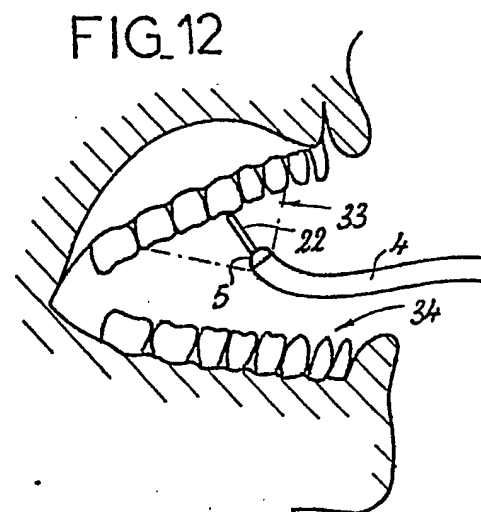
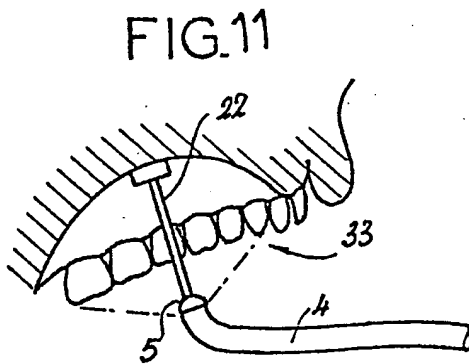
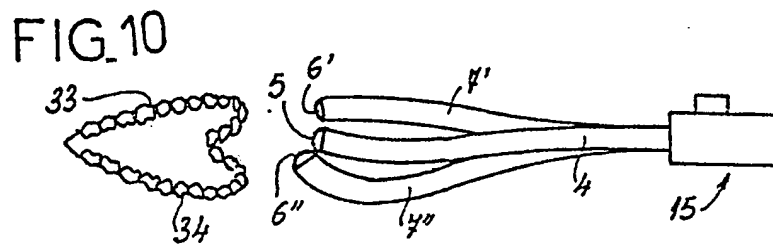
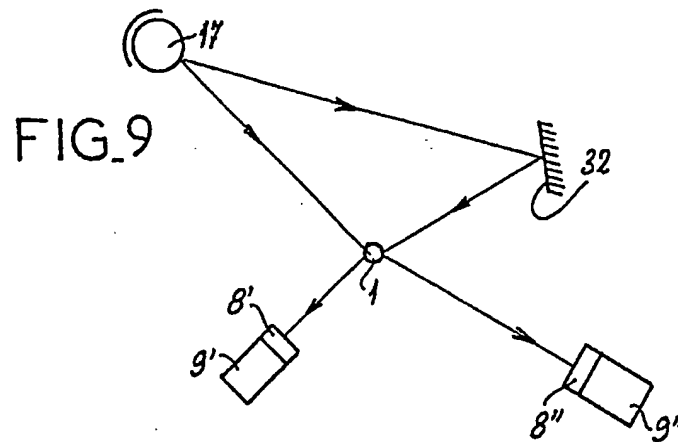


FIG. 14

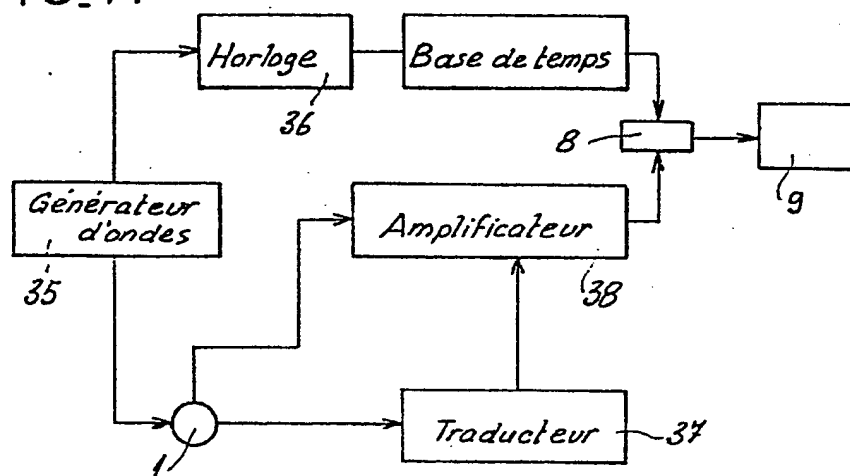


FIG. 15

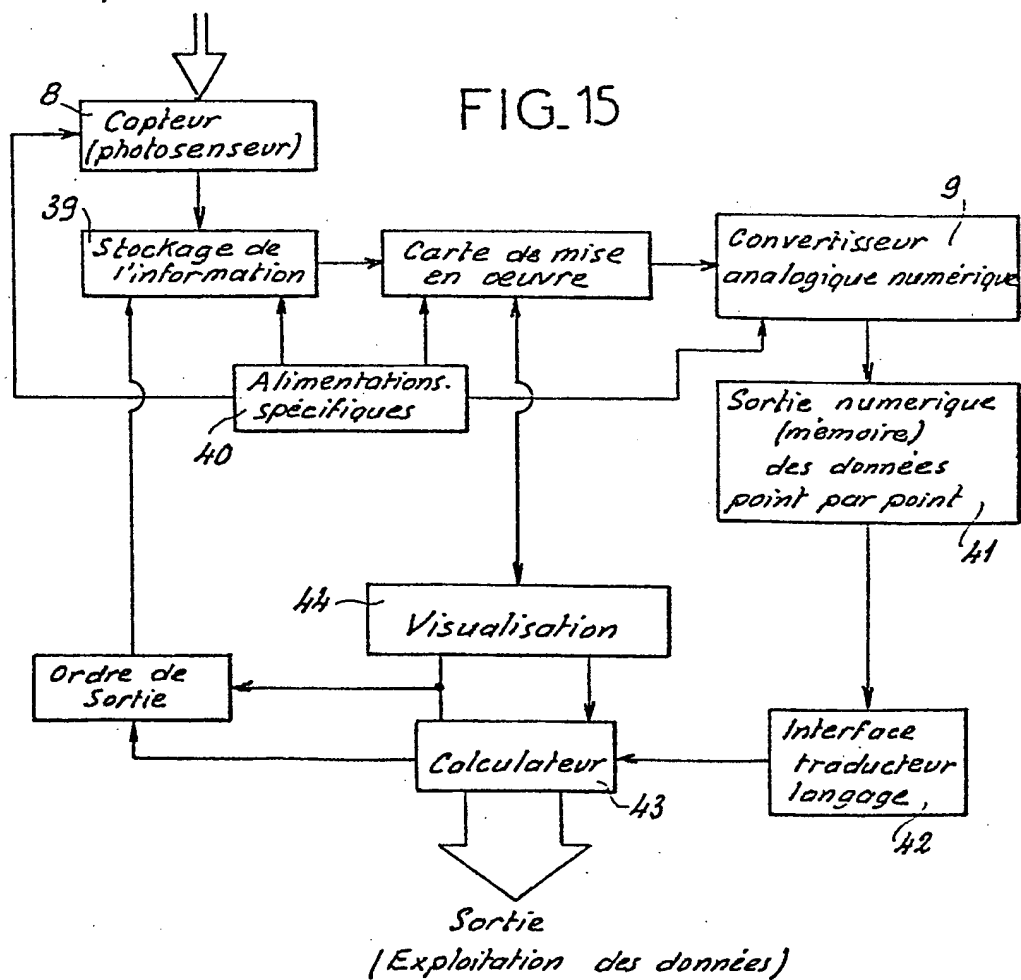


FIG.16

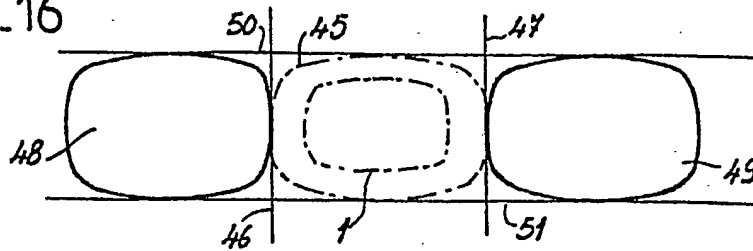


FIG.17

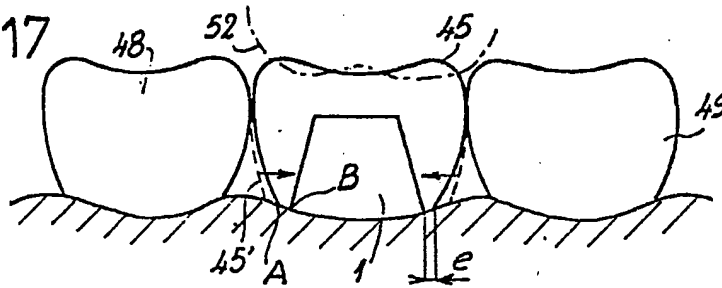


FIG.18

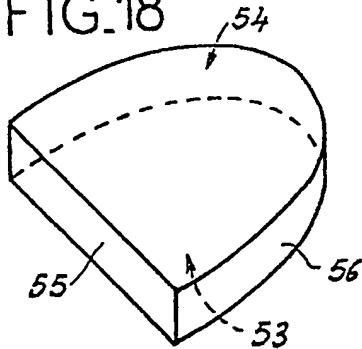


FIG.19

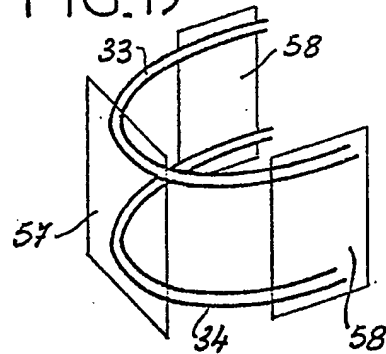


FIG.24

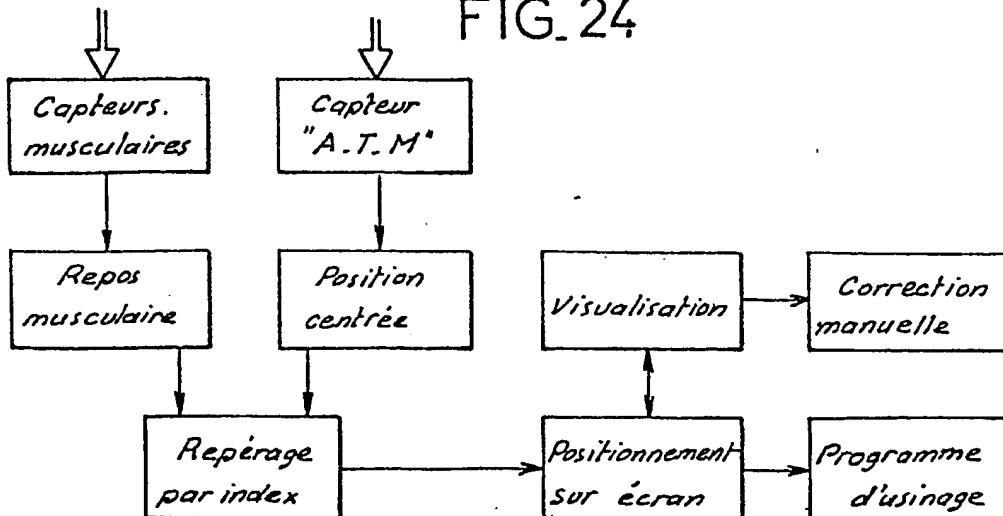


FIG.20

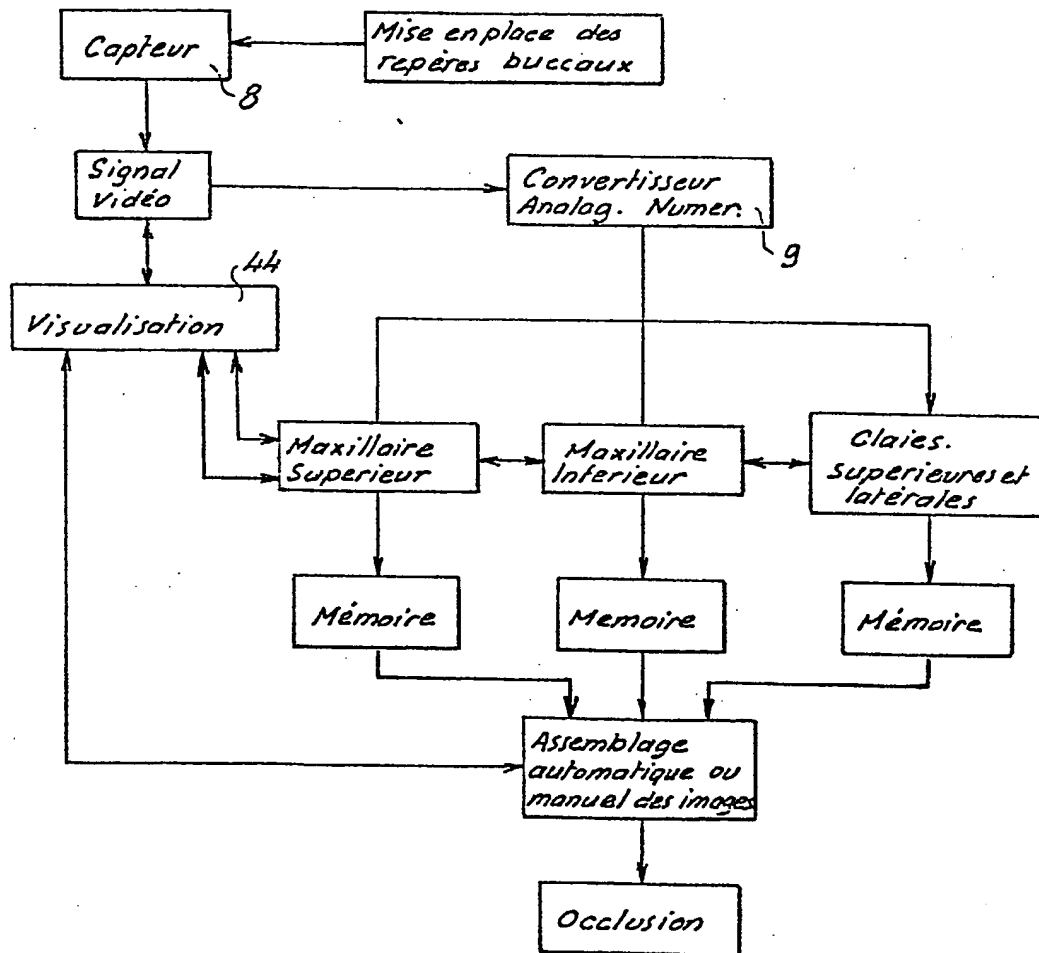
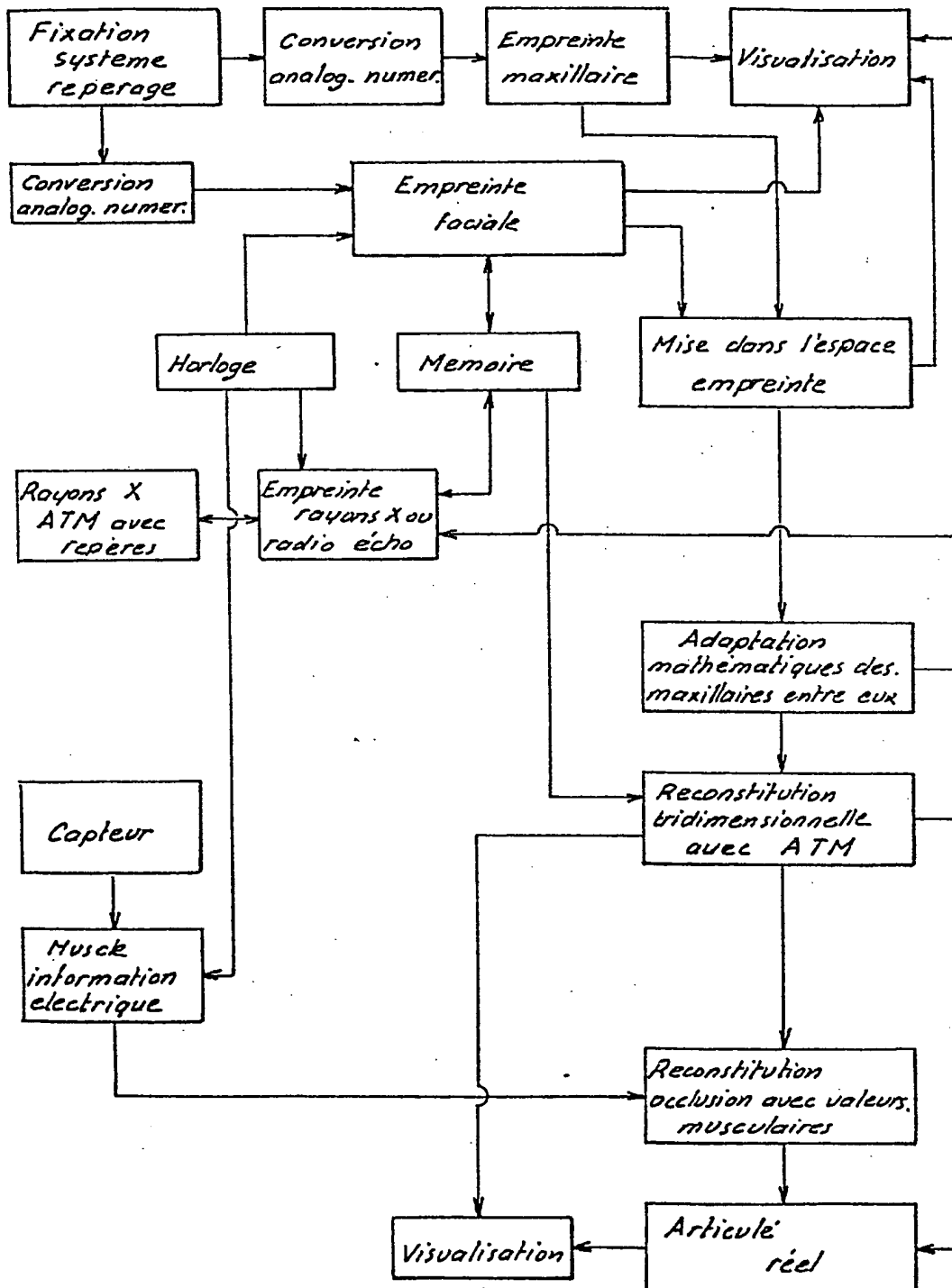


FIG.21



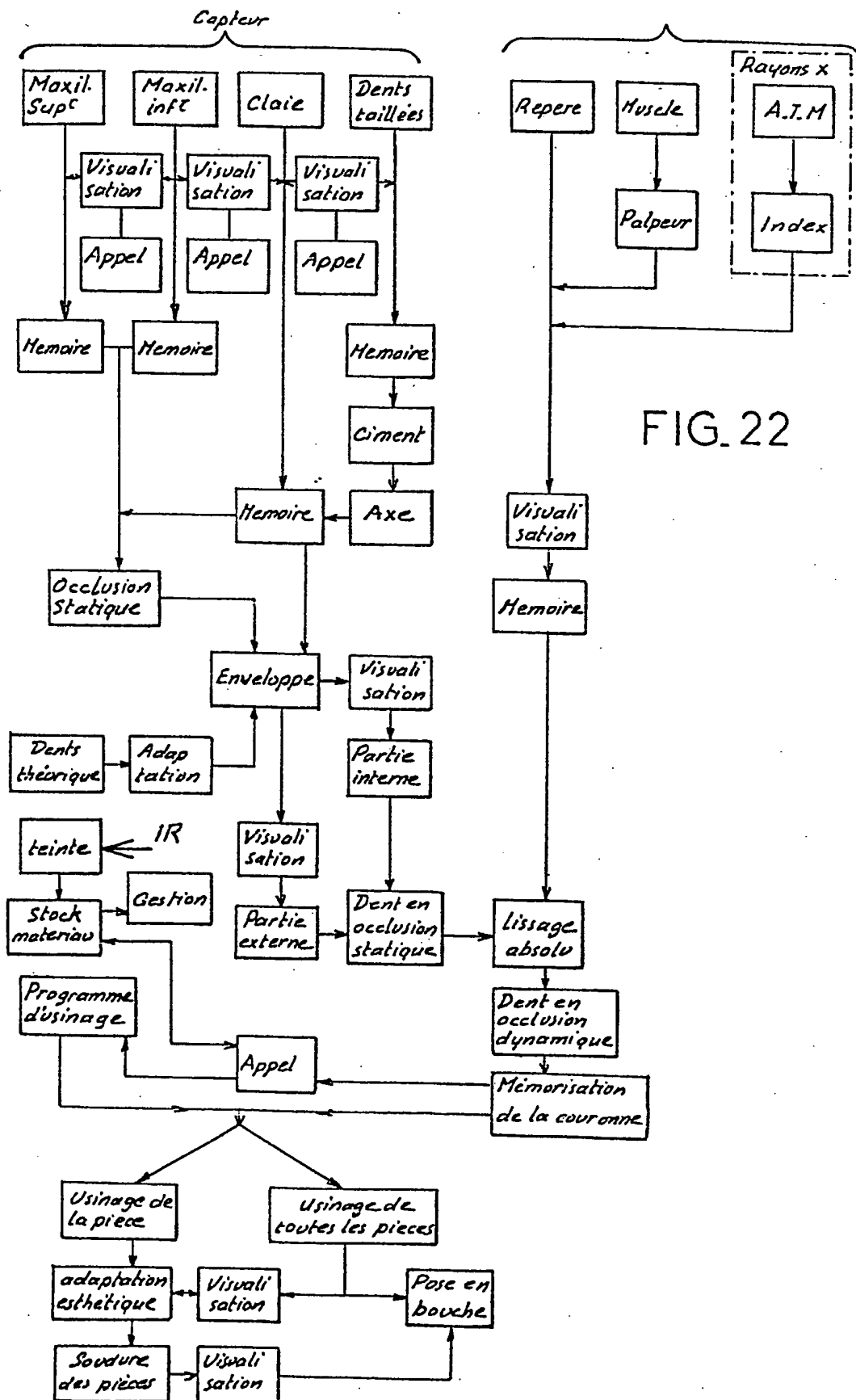
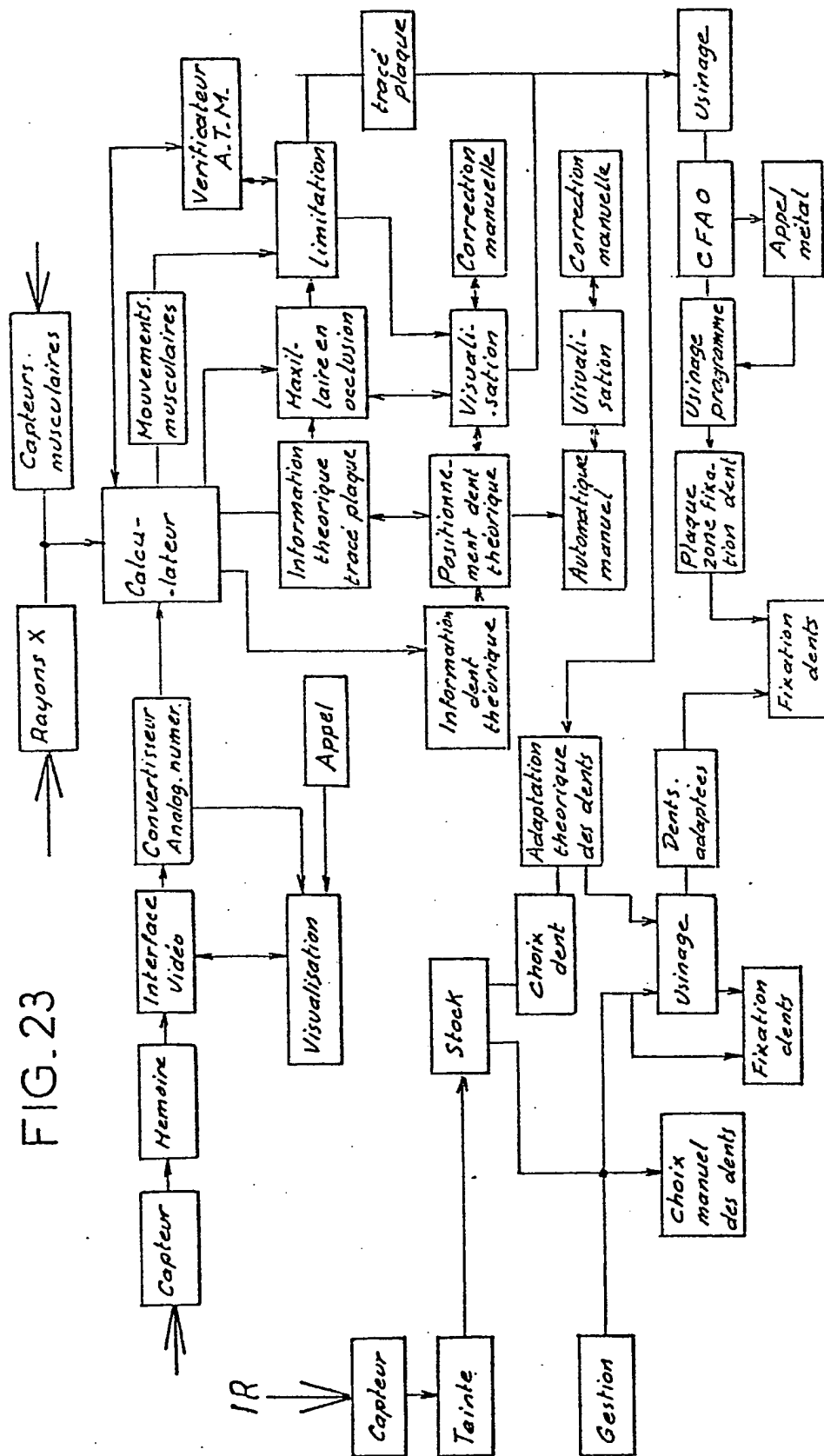
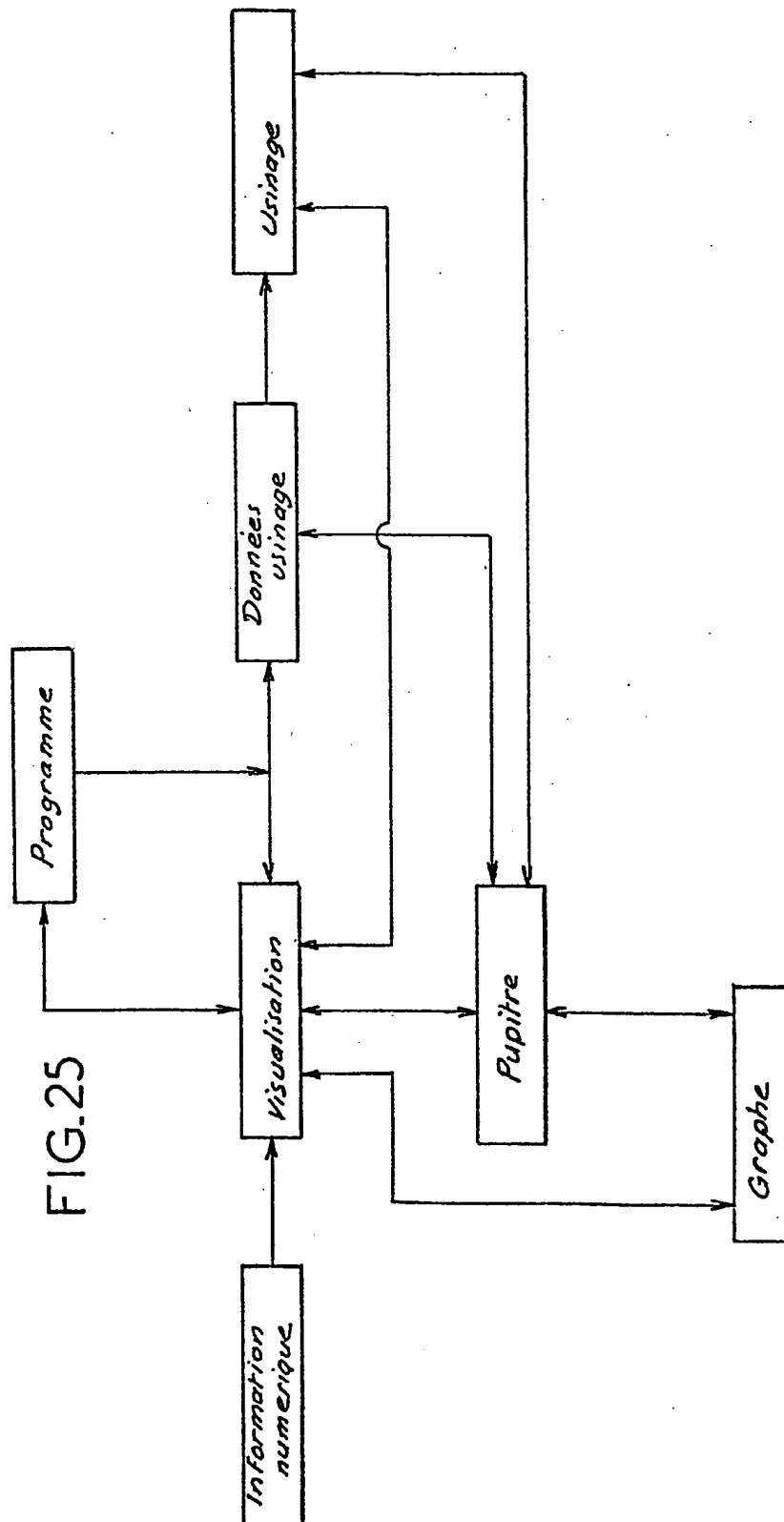


FIG. 22

FIG. 23





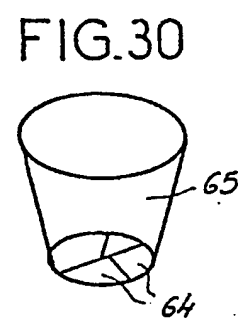
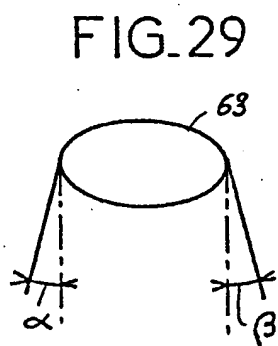
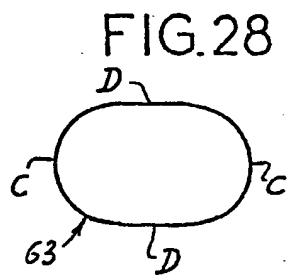
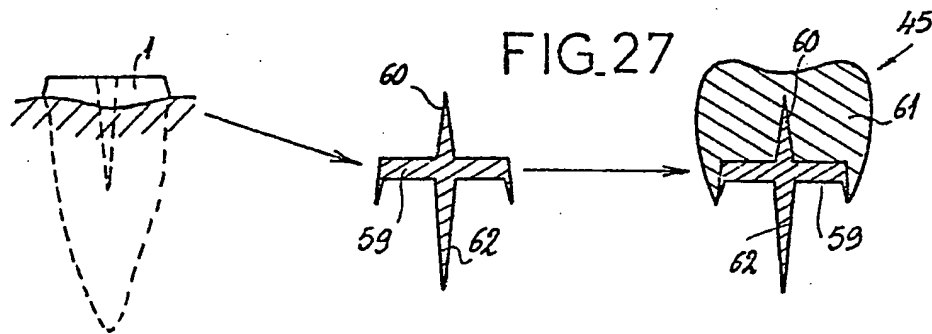
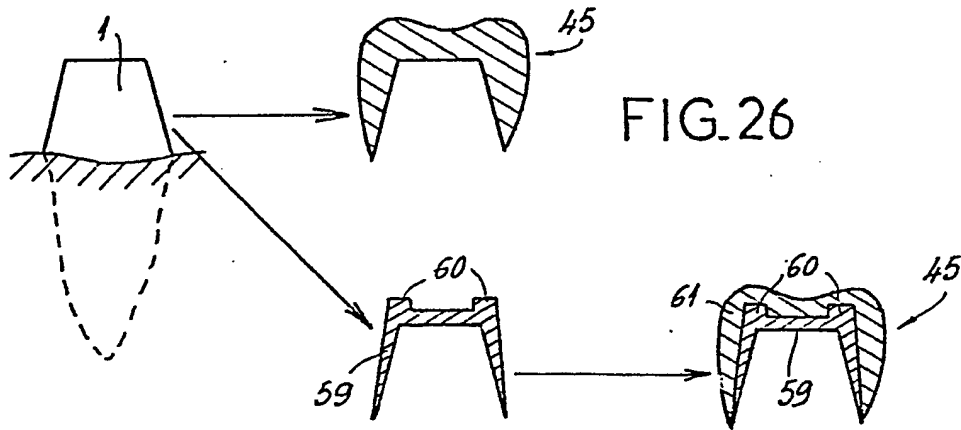


FIG. 31

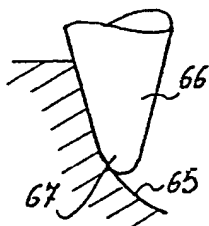


FIG. 32

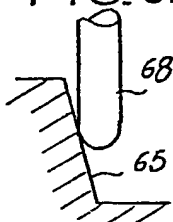


FIG. 33

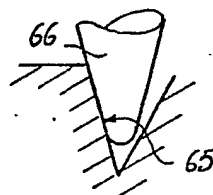


FIG. 34

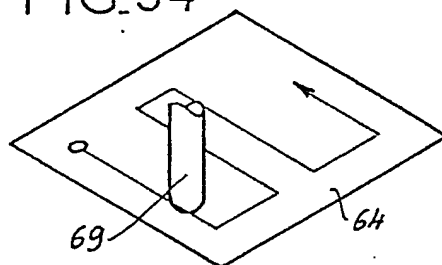


FIG. 35

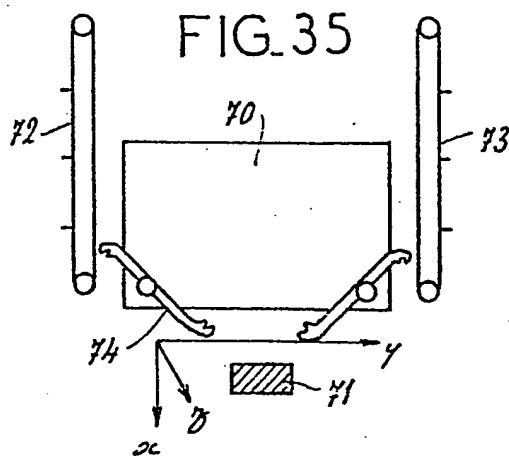


FIG. 36

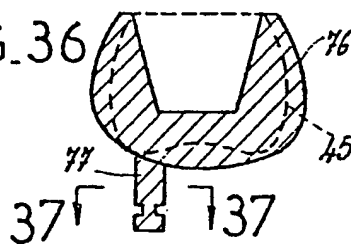
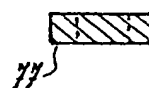


FIG. 37





Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

0091876

Numéro de la demande

EP 83 42 0065

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int. Cl. 3)
X	EP-A-0 040 165 (TERMOZ) * Page 3, lignes 5-37; page 4, lignes 8-24 *	1,2,13 ,14,16	A 61 C 5/10 A 61 C 9/00 A 61 C 19/04
X	EP-A-0 025 911 (HEITLINGER) * Page 13, ligne 31 - page 15, ligne 5; revendication 4; figures 1-3 *	1,7,13 ,16	
P,Y	EP-A-0 054 785 (MORMANN) * Revendication 1; figures 1,4 *	1	
Y	EP-A-0 033 492 (BECKER) * Revendication 1; figure 6 *	1	
A	FR-A-2 121 483 (GUIBOUST) * Page 4, lignes 1-9; figures 1-3 *	1,3	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl. 3) A 61 C G 05 B
Le présent rapport de recherche a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche LA HAYE		Date d'achèvement de la recherche 09-06-1983	Examineur DURAND-SMET J.E.J.S.
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES			
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	